

Utjecaj omjera ortodontskog momenta i sile na gibanje zuba kod ortodontske terapije

Barta, Monika

Master's thesis / Diplomski rad

2017

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:235:683564>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-20**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Monika Barta

Zagreb, 2017.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

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

Student:

Monika Barta

Zagreb, 2017.

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

Zahvaljujem se mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na danim savjetima, razumijevanju i uloženom vremenu.

Posebno se zahvaljujem asistentici dr. sc. Jasni Leder Horina na svim stručnim savjetima i pomoći, izdvojenom vremenu, strpljenju i razumijevanju, te sveukupnom vodstvu kroz cijeli proces izrade ovog diplomskog rada.

Zahvaljujem se asistentu Damjanu Čakmaku, mag. ing. na pomoći, savjetima i izdvojenom vremenu.

Zahvaljujem se stomatološkoj poliklinici Apolonija na danim CT snimkama.

Zahvaljujem se svojoj obitelji koja je uvijek uz mene, pogotovo za vrijeme mog studiranja i izrade ovog diplomskog rada. Bodrila me u teškim trenucima, tješila, savjetovala, imala strpljenja i vjerovala u mene. Puno se zahvaljujem svojim roditeljima koji su dali sve od sebe i omogućili mi sve ono što trenutno imam u životu, što su bili i uvijek će ostati moj oslonac.

Zahvaljujem se svim mojim bliskim prijateljima na razumijevanju i zahvaljujem im što su uvijek tu, u lijepim i teškim životnim situacijama.

Monika Barta



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomске ispite
Povjerenstvo za diplomске ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodogradarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

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

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Monika Barta** Mat. br.: 0035187205

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utjecaj omjera ortodontskog momenta i sile na gibanje zuba kod ortodontske terapije**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Influence of orthodontic moment-to-force ratio on tooth movement in orthodontic treatment**

Opis zadatka:

Tijekom ortodontske terapije, zbog momenata i sile koji djeluju putem ortodontske naprave, dolazi do translacije i rotacije zubi. Najčešća gibanja su čista translacija, kontrolirano nagnjanje te nekontrolirano nagnjanje zuba. Da bi se ostvarilo željeno gibanje zubi, djelovanje ortodontskog momenta i sile treba biti usklađeno pa je omjer ortodontskog momenta i sile (M/F) najčešće korišten parametar kod oblikovanja ortodontskih naprava. Do translacije zuba dolazi ako ortodontska sila djeluje kroz središte otpora zuba koje se nalazi u korijenu zuba. Položaj središta otpora ovisi o geometriji i kontaktnoj površini tj. o parodontnom ligamentu i okolnoj kosti. Očekuje se da će doći do translacije zuba ako se središte rotacije zuba, koje ovisi o omjeru M/F , poklapa sa središtam otpora. Kod nekontroliranog nagnjanja zuba, omjer M/F je nula, a kod kontroliranog nagnjanja središte rotacije treba biti u vrhu korijena zuba. Prilagođavanjem omjera M/F , može se kontrolirati gibanje zuba.

U radu je potrebno izraditi 3D model zuba na temelju CT snimki zuba pacijenta kojemu je preporučena ortodontska terapija. Model treba obuhvaćati zub, parodontni ligament te okolnu alveolnu kost koja se sastoji od kortikalne i spužvaste kosti. Potrebno je odrediti utjecaj omjera ortodontske sile i momenta na položaj središta rotacije prilikom kontroliranog nagnjanja zuba, te odrediti pomak zuba koji pri tome nastaje. Analizu provesti metodom konačnih elemenata. Opterećenje i svojstva materijala pojedinih dijelova modela definirati na temelju vrijednosti dostupnih u literaturi i u dogovoru s mentorom.

Potrebno je navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan: 11. svibnja 2017. Rok predaje rača: 13. srpnja 2017. Predviđeni datum obrane: 19., 20. i 21. srpnja 2017.

Zadatak zadao: Prof.dr.sc. Tanja Jurčević Lulić Predsjednica Povjerenstva:


Prof.dr.sc. Tanja Jurčević Lulić


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK	VII
SUMMARY	VIII
1 UVOD	1
1.1 Zubi	1
1.2 Principi ortodontcije	4
1.2.1 Ortodontski pomak zuba	5
1.2.2 Središte otpora i središte rotacije	6
1.3 Računalna tomografija	8
1.3.1 HU	10
1.4 Mimics Medical 17.0	12
2 METODOLOGIJA	13
2.1 Izdvajanje geometrije zuba, PDL-a i alveolne kosti	13
2.2 FE model	17
2.2.1 Mreža konačnih elemenata	17
2.2.2 Materijalna svojstva	20
2.2.3 Rubni uvjeti i opterećenje	22
2.3 Izračun položaja središta rotacije i središta otpora	25
3 REZULTATI	30
3.1 Raspodjela duljinskih deformacija po parodontnom ligamentu	30
3.1.1 Izotropni 3D model	30
3.1.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti	32
3.2 Raspodjela naprežanja po alveolnoj kosti	34
3.2.1 Izotropni 3D model	34
3.2.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti	39
3.3 Prikaz položaja središta rotacije po zubu	44
3.3.1 Izotropni 3D model	44
3.3.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti	46
3.4 Krivulje pomaka odabranih čvorova na zubu	48
3.4.1 Izotropni 3D model	48
3.4.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti	53
4 ZAKLJUČAK	58
5 LITERATURA	59
PRILOZI	61

POPIS SLIKA

Slika 1.1 Raspored trajnih zubi [1].....	1
Slika 1.2 Građa parodonta zuba [2].....	2
Slika 1.3 Oblici zubnih lukova [3]	3
Slika 1.4 Naginjanje dentalnih osi prema okluzalnoj ravnini [3].....	3
Slika 1.5 Prikaz Speeove krivulje (lijevo) i Wilsonove krivulje (desno) [3].....	4
Slika 1.6 Fiksni aparat za zube s metalnom bravicom [6]	5
Slika 1.7 Položaj središta otpora [12].....	6
Slika 1.8 Položaj središta rotacije [12]	7
Slika 1.9 Nekontrolirano nagingjanje (lijevo) i kontrolirano nagingjanje (desno) [12].....	8
Slika 1.10 Prikaz CT uređaja [15]	9
Slika 1.11 Prikaz CBCT uređaja s rotirajućom C – rukom [18]	10
Slika 1.12 Prikaz graničnih vrijednosti HU za pojedine dijelove tijela čovjeka [21]	11
Slika 2.1 Prikaz maske kosti u tri ravnine	13
Slika 2.2 Prikaz maske kortikalne i spužvaste kosti u tri ravnine	14
Slika 2.3 Prikaz maske s vrijednosti HU za zub u tri ravnine.....	14
Slika 2.4 Prikaz maske mekog tkiva u tri ravnine i vrijednosti HU.....	15
Slika 2.5 Prikaz maske izdvojenog PDL-a u tri ravnine.....	15
Slika 2.6 3D model zuba.....	16
Slika 2.7 3D model parodontnog ligamenta	16
Slika 2.8 3D model alveolne kosti.....	16
Slika 2.9 Prikaz 3D modela za analizu	17
Slika 2.10 Osnovni tetraedarski konačni element [24].....	18
Slika 2.11 Konvergencija rezultata pomaka u ovisnosti o broju konačnih elemenata	19
Slika 2.12 Mreža konačnih elemenata cijelog modela	20
Slika 2.13 Dodijeljena mehanička svojstva 3D modelu	21
Slika 2.14 Prikaz ukliještene kosti	23
Slika 2.15 Prikaz položaja prvog hvatišta sile i momenta	24
Slika 2.16 Prikaz položaja drugog hvatišta sile i momenta	24
Slika 2.17 Prikaz položaja trećeg hvatišta sile i momenta.....	25
Slika 2.18 Prikaz udaljenosti L između čvorova A1 i A2 te kuta rotacije θ [29]	26
Slika 2.19 Prikaz lokacije odabranih čvorova A i B	27
Slika 3.1 Raspodjela duljinskih deformacija PDL-a za prvo hvatište sile.....	31
Slika 3.2 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za drugo hvatište sile.....	31
Slika 3.3 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za treće hvatište sile	32
Slika 3.4 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za prvo hvatište sile.....	33
Slika 3.5 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za drugo hvatište sile.....	33
Slika 3.6 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za treće hvatište sile	34
Slika 3.7 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=1$	35
Slika 3.8 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=3$	35

Slika 3.9 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=5$	35
Slika 3.10 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=6$	36
Slika 3.11 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=7$	36
Slika 3.12 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=1$	36
Slika 3.13 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=3$	37
Slika 3.14 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=5$	37
Slika 3.15 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=6$	37
Slika 3.16 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=7$	38
Slika 3.17 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=1$	38
Slika 3.18 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=3$	38
Slika 3.19 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=5$	39
Slika 3.20 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=6$	39
Slika 3.21 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=7$	39
Slika 3.22 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=1$	40
Slika 3.23 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=3$	40
Slika 3.24 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=5$	40
Slika 3.25 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=6$	40
Slika 3.26 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=7$	41
Slika 3.27 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=1$	41
Slika 3.28 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=3$	41
Slika 3.29 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=5$	42
Slika 3.30 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=6$	42
Slika 3.31 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=7$	42
Slika 3.32 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=1$	43
Slika 3.33 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=3$	43
Slika 3.34 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=5$	43
Slika 3.35 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=6$	43
Slika 3.36 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=7$	44
Slika 3.37 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za prvo hvatište sile.....	45
Slika 3.38 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za drugo hvatište sile.....	45
Slika 3.39 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za treće hvatište sile.....	46
Slika 3.40 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za prvo hvatište sile.....	47
Slika 3.41 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za drugo hvatište sile.....	47
Slika 3.42 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za treće hvatište sile.....	48
Slika 3.43 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile.....	49
Slika 3.44 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile.....	50
Slika 3.45 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile.....	51
Slika 3.46 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile.....	51
Slika 3.47 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile.....	52
Slika 3.48 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile.....	53
Slika 3.49 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile.....	54
Slika 3.50 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile.....	54
Slika 3.51 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile.....	55

Slika 3.52 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile	56
Slika 3.53 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile	57
Slika 3.54 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile	57

POPIS TABLICA

Tablica 1 Prikaz vrijednosti HU	11
Tablica 2 Vrijednosti HU korišteni u ovom radu	11
Tablica 3 Prikaz broja elemenata i čvorova odabranog 3D modela	19
Tablica 4 Mehanička svojstva materijala modela [26], [27].....	20
Tablica 5 Ortotropna elastična svojstva ljudske kortikalne i trabekularne kosti [28]	22
Tablica 6 Koordinate čvorova A i B prije i nakon deformiranja	27
Tablica 7 Koordinate središta rotacije izotropnog modela za sva tri hvatišta	29
Tablica 8 Koordinate središta rotacije modela s ortotropnom kosti za sva tri hvatišta	29
Tablica 9 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za prvo hvatište sile	49
Tablica 10 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za drugo hvatište sile	50
Tablica 11 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za treće hvatište sile	52
Tablica 12 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za prvo hvatište sile	53
Tablica 13 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za drugo hvatište sile	55
Tablica 14 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za treće hvatište sile	56

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
μ	-	Faktor prigušenja
$\mu_{\text{voda}}, \mu_{\text{zrak}}$	-	Faktor prigušenja vode i zraka
u, v i w	mm	Pomaci u smjeru X, Y i Z osi
E	MPa	Modul elastičnosti
ν	-	Poissonov faktor
C_{ij}^{el}	N/mm ²	Tenzor elastičnosti modela s ortotropnim svojstvima
G	MPa	Modul smicanja
ε	-	Duljinska deformacija
γ	-	Kutna deformacija
σ	MPa	Normalno naprezanje
F	N	Sila koja djeluje na krunu zuba
M	Nmm	Moment koji djeluje na krunu zuba
θ	°	Kut naginjanja zuba s obzirom na os rotacije
R_X	-	Matrica rotacije
V_1, V_2	-	Vektori smjera udaljenosti između čvorova A i B prije i poslije rotacije zuba oko osi rotacije
L	mm	Udaljenost između čvora A_1 i A_2
$A_1(y), A_2(y)$	mm	Y koordinate čvorova A_1 i A_2
$A_1(z), A_2(z)$	mm	Z koordinate čvorova A_1 i A_2
CRot(y), CRot(z)	mm	Y i Z koordinate središta rotacije zuba

SAŽETAK

Ovim radom analiziran je utjecaj omjera ortodontskog momenta i sile na položaj središta rotacije i gibanje gornjeg desnog sjekutića kod ortodontske terapije. 3D model je izrađen pomoću CT snimaka nepoznatog pacijenta u programskom paketu Mimics Medical 17.0. Model se sastoji od zuba, parodontnog ligamenta i alveolne kosti koja se sastoji od kortikalne i trabekularne kosti. Analiza opterećenja je napravljena u programskom paketu Abaqus 6.10 pomoću metode konačnih elemenata. Na krunu zuba je postavljena sila iznosa 1 N, koja predstavlja ortodontsku silu koja se javlja u bravici fiksnog ortodontskog aparata, u tri različita hvatišta. U svaku od ta tri hvatišta sile, postavljen je i moment, a njegove vrijednosti su 1 Nmm, 3 Nmm, 5 Nmm, 6 Nmm i 7 Nmm. Analizom je obuhvaćen utjecaj ovih različitih 15 vrsta opterećenja na položaj središta rotacije i središta otpora za slučaj izotropnih svojstava cijelog modela i za slučaj kada su se alveolnoj kosti zadala ortotropna svojstva, a zubu i PDL-u ostavila izotropna svojstva. Promjenom hvatišta sile i omjera ortodontskog momenta i sile, mijenja se položaj središta rotacije i krajnji položaj zuba.

Ključne riječi: CT snimke, gornji desni sjekutić, fiksni ortodontski aparat, omjer ortodontskog momenta i sile, središte rotacije, središte otpora, metoda konačnih elemenata, izotropna svojstva, ortotropna svojstva

SUMMARY

Analyses done in this thesis describe the influence of orthodontic moment-to-force ratio on the center of rotation and movement of the upper right incisor in orthodontic treatment. 3D model was obtained from CT scans of unknown patient in the Mimics Medical 17.0 software package. The model consists of the tooth, periodontal ligament and alveolar bone that is divided into cortical and trabecular bones. The load analysis was made in the Abaqus 6.10 software using the finite element method.

The load used in analyses is representing orthodontic load which is produced by fixed orthodontic apparatus. Load is put on tooth crown and it consists of force and moment. Force is put in three different vertexes and its value is 1 N. At each vertexes there is also a moment. Moment is changing its value at each vertexes and its values are 1 Nmm, 3 Nmm, 5 Nmm, 6 Nmm and 7 Nmm.

At the end, there were 15 different types of load, and results of it gives position of center of rotation and center of resistance. In the analyses PDL and tooth were isotropic, and alveolar bone was isotropic and orthotropic. First, all 15 cases were made with whole model kept isotropic and afterwards, using the same load, analyses were made with using orthotropic properties for whole alveolar bone.

By changing vertexes of force and orthodontic moment-to-force ratio, position of center of rotation and uttermost position of the tooth was changed.

Key words: CT scans, upper right incisor, fixed orthodontic apparatus, moment-to-force ratio, center of rotation, center of resistance, finite element method, isotropic properties, orthotropic properties

1 UVOD

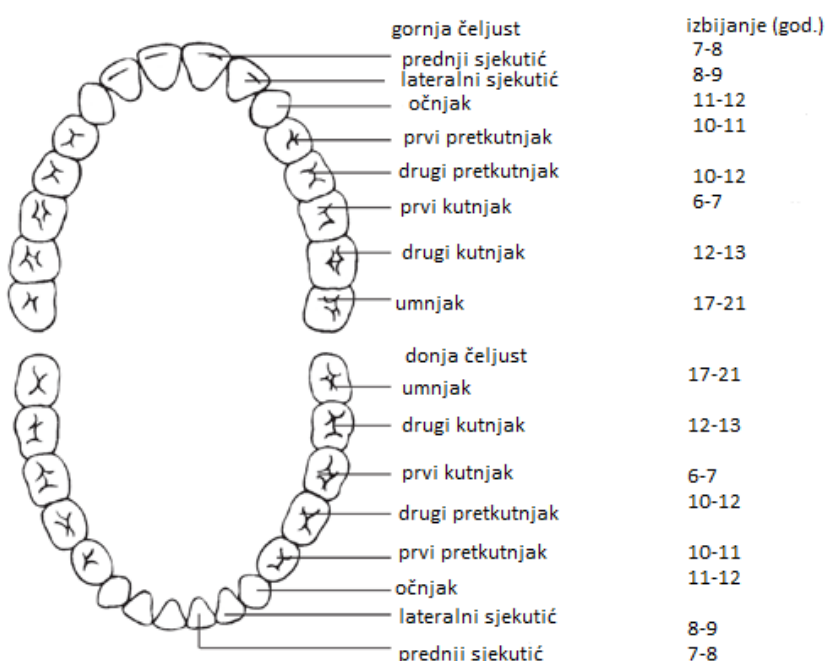
U ovom radu će se izraditi 3D model zuba pacijenta na temelju CT snimaka. 3D model obuhvatit će zub, parodontni ligament i alveolnu kost koja se sastoji od kortikalne i spužvaste kosti. Metodom konačnih elemenata analizirat će se utjecaj omjera ortodontskog momenta i sile (M/F) na položaj središta rotacije kod kontroliranog naginjanja zuba te pomak koji nastaje prilikom takvog naginjanja.

Cilj ovog rada je određivanje položaja središta rotacije i središta otpora prilikom kontroliranog naginjanja zuba. Također će se ispitati utjecaj morfologije, materijalnih svojstava modela, zadanog opterećenja i rubnih uvjeta na rezultate FEM analize.

1.1 Zubi

Zubi su kalcificirani organi koji služe za držanje, trganje, griženje i žvakanje hrane. Smješteni su u usnoj šupljini, a njihov položaj u čeljustima određen je genetskom determinantom, ravnotežom sila mišića i jezika te sila žvakanja. Klasifikacija zuba je:

- Prema periodu nicanja:
 - Mliječni zubi koji se pojavljuju kod beba, od četvrtog mjeseca starosti do godine dana i ima ih 20,
 - Trajni zubi, koji dolaze na mjesto mliječnih zubi, i ima ih 32. Na slici 1.1 prikazan je raspored 8 sjekutića, 4 očnjaka, 8 pretkutnjaka, 12 kutnjaka.

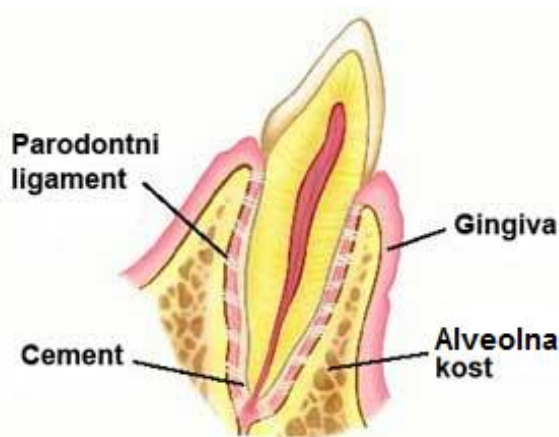


Slika 1.1 Raspored trajnih zubi [1]

- Prema morfološkom obliku:
 - Sjekutići (*lat. incisor*) koji sjeckaju hranu,
 - Očnjaci (*lat. canin*) koji kidaju hranu,
 - Pretkutnjaci (*lat. praemolar*) čija funkcija varira,
 - Kutnjaci (*lat. molar*) koji melju hranu.
- Prema položaju u dentalnom luku:
 - Gornji i donji,
 - Desni i lijevi,
 - Prednji i bočni (pretkutnjaci i kutnjaci).

Na histološkoj razini zub se sastoji od tri glavna dijela: cakline, cementa i dentina, i zubne pulpe koja je meko tkivo.

Potporna tkiva pružaju potporu zubima i nazivamo ih parodont. Tu spadaju gingiva, cement, alveolna kost i parodontni ligament (PDL). Parodontni ligament osigurava vezivanje zuba na alveolnu kost pomoću cementa, što prikazuje slika 1.2.



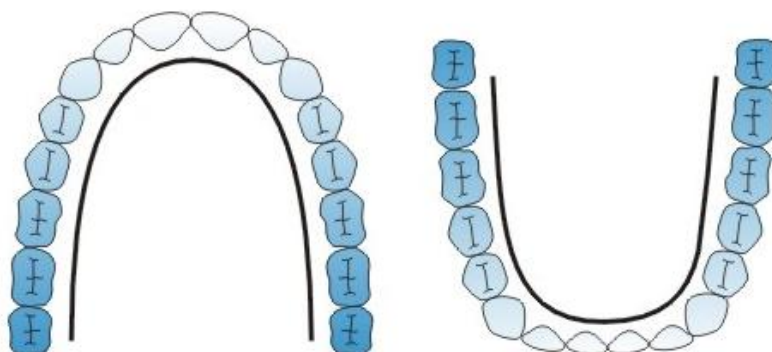
Slika 1.2 Građa parodonta zuba [2]

Oblik zuba i njihov položaj u čeljustima određen je genetikom, odnosom između obraza, jezika i zglobova te ravnotežom sila lica. Sile lica obuhvaćaju sile usana i jezika, sile žvakanja te različite sile koje se javljaju tijekom rasta i razvoja zubi.

Zubi se nalaze u neutralnom položaju unutar čeljusti, prilikom kojeg su sve sile u ravnoteži ili približno jednake nuli, dok sile u mišićima obraza i jezika omogućuju njihovo pravilno pozicioniranje u vestibulooralnom smjeru. Vestibulooralni smjer je smjer gibanja zuba prema obrazu ili usnama. Inače se zubi mogu pomicati ili naginjati u mezijalnom smjeru i u tom slučaju neće doći do promjene ravnoteže u ustima. Mezijalni smjer je smjer naginjanja prema sredini lica. Ukoliko dođe do gubitka jednog ili više zubi, može se potpuno poremetiti ravnoteža žvačnog sustava zbog jakog naginjanja ostatka zubi [3].

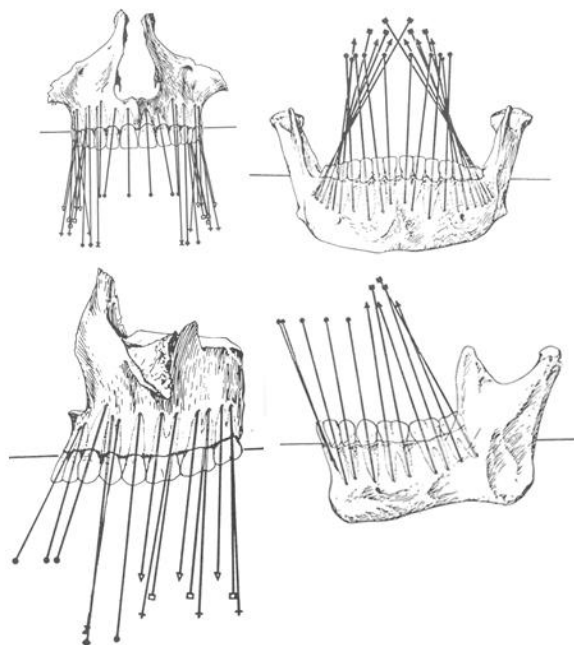
Zubi u gornjem zubnom luku su u specifičnom odnosu sa susjednim zubima u donjoj čeljusti. Gornji sjekutići su veći od sjekutića u donjoj čeljusti i zbog toga je zubni luk gornje

čeljusti (maksile) veći nego zubni luk donje čeljusti (mandibule) [3]. Promatrajući zubni luk gornje čeljusti u horizontalnoj ravnini, on nalikuje elipsi, dok donji zubni luk ima oblik parabole što je prikazano na slici 1.3.



Slika 1.3 Oblici zubnih lukova [3]

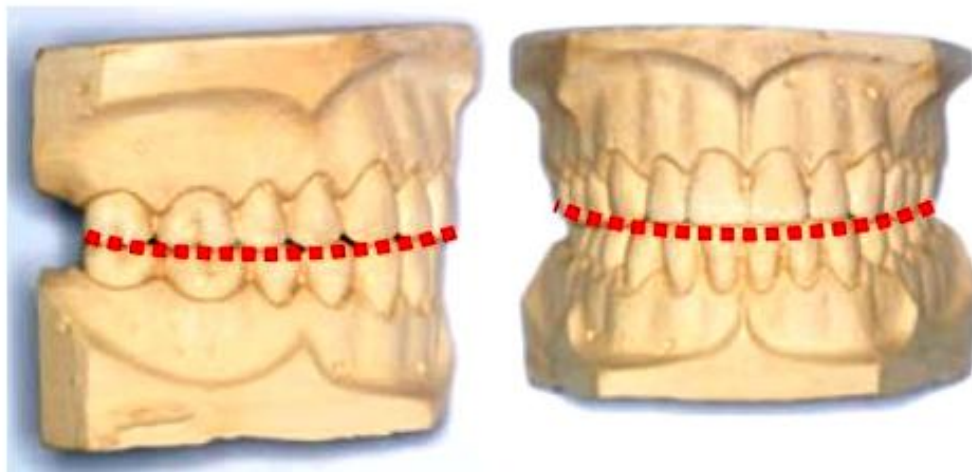
Gledajući iz sagitalne ravnine, svi zubi gornje i donje čeljusti naginju se u mezijalnom smjeru. To znači da su dentalne osi, koje su povučene kroz korijene zubi, usmjerene prema naprijed u odnosu na okluzalnu ravninu [3]. Okluzalna ravnina je zamišljena površina koja je u relaciji s anatomijom lubanje, a teoretski dodiruje bridove sjekutića i okluzalne površine stražnjih zubi [3]. Takvo naginjanje dentalnih osi u gornjoj i donjoj čeljusti prikazano je na slici 1.4.



Slika 1.4 Naginjanje dentalnih osi prema okluzalnoj ravnini [3]

Okluzalni kontakt je odnos između zubi gornje i donje čeljusti i on se opisuje dvama krivuljama. Radi se o Speeovoj krivulji i Wilsonovoj krivulji kojima je definiran položaj okluzalne površine u trodimenzionalnom pogledu. Speeova krivulja je određena krivuljom

okluzalne ravnine donje čeljusti. Ona počinje od kvržica na vrhu donjeg očnjaka i proteže se sve do kvržica krajnjeg kutnjaka pritom prateći kvržice stražnjih zubi. Wilsonova krivulja se promatra iz frontalne ravnine i ona povezuje vrhove kutnjaka [3]. Obje krivulje prikazane su na slici 1.5.



Slika 1.5 Prikaz Speeove krivulje (lijevo) i Wilsonove krivulje (desno) [3]

1.2 Principi ortodontije

Ortodoncija je grana stomatologije koja obuhvaća dijagnostiku, prevenciju i liječenje nepravilnosti položaja zubi i odnosa među čeljustima. Cilj ortodontije, osim estetike, je zdravlje okolnog zubnog tkiva, čeljusti i mišića te održavanje ravnoteže žvačnog sustava.

Kako bi se ostvario pravilan položaj zubi u čeljusti, koriste se fiksne ili mobilne ortodontske naprave. Ortodontske naprave su aparati pomoću kojih se stvaraju i/ili prenose sile na pojedini zub ili skupinu zubi kako bi se ostvarile promjene u alveolnoj kosti s ili bez pomicanja zuba [4].

Pacijent može sam staviti i skinuti mobilni aparat koji se izrađuje u zubnom laboratoriju, dok fiksni aparat trajno ostaje na zubima sve do kraja ortodontske terapije i postavlja ga stomatolog. Fiksni aparat za zube se koristi kada se mora ispraviti veći broj zubi ili kada postupak ispravljanja mora biti precizan i njime se utječe na rotaciju i translaciju zuba [5]. Fiksni aparat se sastoji od bravica koje se lijepu na svaki zub zasebno te se povezuju žicom. Bravice mogu biti metalne, plastične, keramičke ili kombinacija tih materijala [5]. Fiksni aparat s metalnom bravicom prikazan je na slici 1.6.



Slika 1.6 Fiksni aparat za zube s metalnom bravicom [6]

1.2.1 Ortodontski pomak zuba

Ortodontski pomak zuba (OTM) je rezultat primjene vanjskih sila na zub, koje proizvode ortodontski aparati, te se nazivaju ortodontske sile. Zub zajedno s pripadajućim potpornim strukturama na sile odgovara složenim biološkim reakcijama koje na kraju rezultiraju pomakom zuba kroz kost. Kako bi se omogućilo gibanje zuba kroz kost u smjeru primijenjene sile, kost se mora pregraditi omogućavajući pomak zuba kroz kost. Proces koštane pregradnje se u alveolnoj kosti odvija na isti način kao i u ostalim kostima. To se odvija na način da, zbog pomaka zuba u smjeru ortodontske sile, kost se resorbira dok se na suprotnoj strani formira nova kost, sprečavajući nastajanje mikropukotina. Općenito, promjena mehaničkog opterećenja na biološki sustav rezultira naprezanjem koje potom dovodi do odziva stanica koje nastoje sustav prilagoditi promijenjenim uvjetima [7].

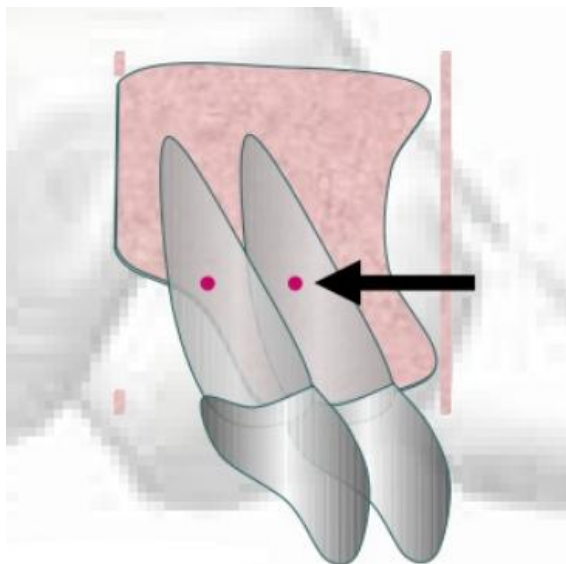
Ortodontski pomak zuba ujedno utječe na okolnu kost i na meko tkivo između kosti i zuba, PDL. Koliki će biti pomak zuba, ovisi o biomehaničkim svojstvima i veličini PDL-a kao i o svojstvima vlakana koje se nalaze unutar PDL-a. Prilikom pomaka zuba unutar paradontnog prostora, PDL i njegova vlakna su rasterećeni na tlačnoj strani, a opterećeni su na vlačnoj strani [8, 9].

Promjene u kosti prilikom OTM-a se odvijaju kroz četiri faze. Svaka faza je povezana s biološkim reakcijama u kosti. Te faze su početni pomak zuba, sprječavanje pomaka zuba, ubrzanje pomicanja zuba i konstantno linearno pomicanje zuba [10]. U početnoj fazi, maksimalni pomak događa se kod korijena koji je izložen najvećem pritisku istodobno sa smanjenjem debljine PDL-a [10]. U konačnoj OTM fazi, PDL i alveolna kost koja ga okružuje, doživljavaju stalnu pregradnju koja uzrokuje konstantnu brzinu pomicanja zuba [10].

1.2.2 Središte otpora i središte rotacije

Pomak zuba može se opisati pomoću dvije karakteristične točke, središta otpora i središta rotacije.

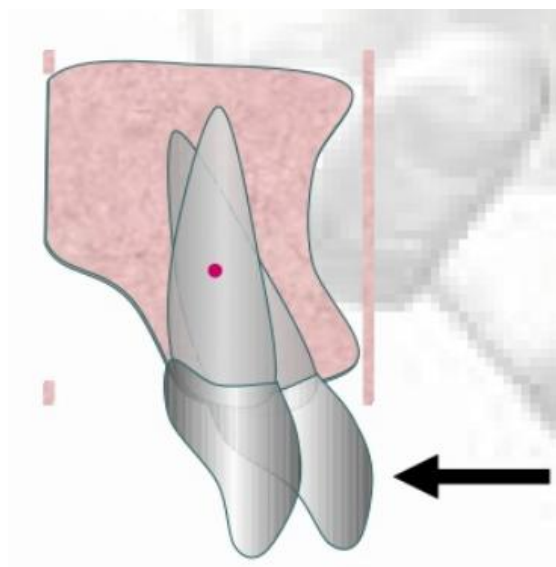
Središte otpora (slika 1.7) je točka na korijenu zuba gdje vektor sile, koja djeluje na zub, siječe uzdužnu os zuba i uzrokuje translaciju zuba [11].



Slika 1.7 Položaj središta otpora [12]

Položaj središta otpora je različit za različite zube jer ovisi o duljini i morfologiji korijena zuba, o broju korijena zuba i visini alveolne kosti. Neke studije su pokazale da se središte otpora jednokorijenskog zuba nalazi na 24% do 35% duljine zuba mjereno od vrha alveolne kosti. Budući da njegova pozicija ovisi i o visini alveolne kosti, pozicija središta otpora će biti različita kod djece i odraslih koji imaju bolesti parodonta (središte otpora se pomiče prema vrhu korijena zuba).

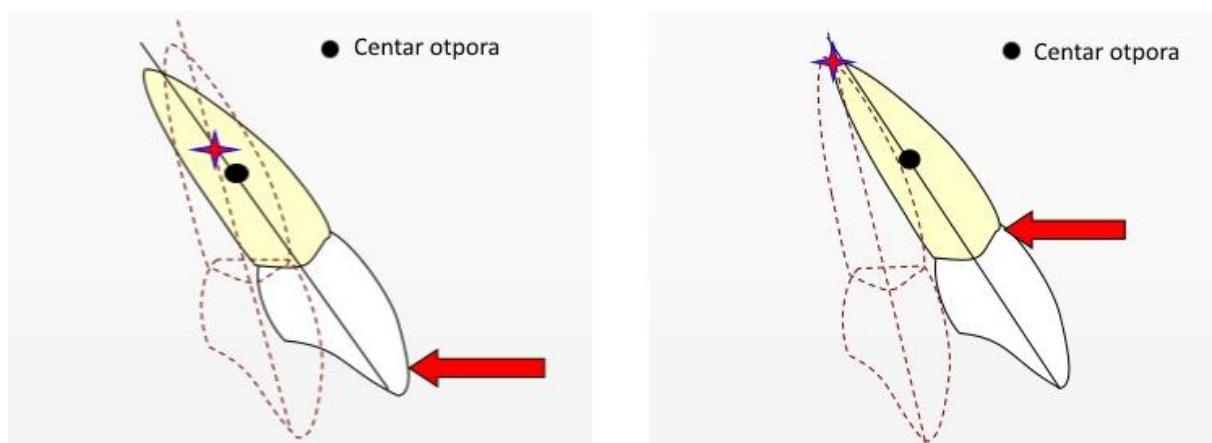
Središte rotacije je točka oko koje zub rotira, tj. točka na uzdužnoj osi zuba koja ostaje nepomična tijekom gibanja [5]. Središte rotacije je prikazano na slici 1.8.



Slika 1.8 Položaj središta rotacije [12]

Središte rotacije ovisi o položaju središta otpora, što je zapravo omjer ortodontskog momenta i sile (M/F), i sustavu sila koje djeluju na zub. Što je veći moment, središte rotacije se više približava središtu otpora.

Kombiniranjem momenta i sile, često izraženih omjerom M/F , moguće je odrediti propisani tip gibanja zuba [13]. S obzirom na klasičnu teoriju, fiksne vrijednosti za omjer M/F povezane su sa specifičnim pomicanjem zuba [13]. Pomak zuba može se ostvariti translacijom, rotacijom ili naginjanjem. Kada se sve točke na zubu pomiču u istom smjeru i za isti pomak, govorimo o translaciji. Kod translacije je središte rotacije, koji ovisi o omjeru M/F , na beskonačnoj udaljenosti od zuba što znači da nema rotacije. Čista rotacija je kada zub rotira oko središta otpora, tj. središte otpora i središte rotacije se poklapaju. Naginjanje zuba ovisi o mjestu na kojem djeluje sila. Postoje dva tipa naginjanja: nekontrolirano i kontrolirano. Kod nekontroliranog naginjanja omjer M/F je jednak nuli, sila je smještena na kruni zuba i pritom se ona giba u jednu stranu, a korijen zuba ide u drugu stranu. Središte rotacije je blizu središta otpora pa se zub zapravo nagine oko središta otpora [5]. Kod kontroliranog naginjanja kruna zuba se giba u smjeru sile, ali pozicija korijena ostaje ista ili dolazi do minimalnog pomaka. Središte rotacije se nalazi na vrhu korijena i oko njega se zub nagine. Na slici 1.9 prikazano je nekontrolirano i kontrolirano naginjanje.



Slika 1.9 Nekontrolirano naginjanje (lijevo) i kontrolirano naginjanje (desno) [12]

1.3 Računalna tomografija

Računalna tomografija (CT) je dijagnostička metoda kojom se X – zrakama i računalom stvaraju slike ljudskog tijela. 70-ih godina prošlog stoljeća britanski inženjer Godfrey Hounsfield i doktor Alan Cormack razvili su računalnu tomografiju, a prvi CT uređaji počeli su se primjenjivati 1974. godine.

Snimke koje se dobiju su u slojevima (debljina sloja se određuje prije snimanja i obično iznosi između 1 i 10 mm) i daju prikaz u tri različite ravnine. CT – snimke pokazuju jači kontrast, ali im je smanjena sposobnost razlučivanja oblika i strukture koja se promatra. Bez obzira na to, CT skeniranje je brza, bezbolna, neinvazivna i točna metoda otkrivanja različitih bolesti i stanja [14].

CT skener je veliki uređaj s rotirajućim rendgenskim prstenom i pomičnim stolom, te je prikazan na slici 1.10. Tijekom snimanja, rendgenski prsten rotira oko pacijenta koji leži na pomičnom stolu. Rendgenski prsten emitira veliki broj X – zraka. Skup elektroničkih detektora X – zraka prima te zrake i na taj način mjeri količinu radijacije koja se apsorbirala kroz tijelo. Posebni računalni program skuplja tu veliku količinu podataka i stvara dvodimenzijske slojeve snimaka koje se prikazuju na ekranu računala.



Slika 1.10 Prikaz CT uređaja [15]

Kod dentalnog liječenja koristi se Cone Beam računalna tomografija (CBCT). Prednosti CBCT-a naspram klasičnog CT – a su mnogobrojne, a neke od njih su da koristi manje radijacije prilikom snimanja pacijenta, smanjeno je vrijeme pronalaženja potrebne rezolucije te ta rezolucija prikazuje više detalja, pristupačna cijena s obzirom na alternativni CT i moguće je snimati cijeli volumen bez da se pacijent mora pomicati [16, 17]. Bolja rezolucija daje mogućnost da se čestice tkiva razdvoje na sve manje i manje zasebne čestice.

CBCT omogućuje stvaranje 3D snimaka zubi, mekog tkiva, živčanih putova i kosti u jednoj cirkularnoj rotaciji. Kod ovog tipa snimanja, snopovi X – zraka kruže oko pacijenta i stvaraju veliki broj 2D – snimaka koje računalo prikuplja i stvara jednu 3D snimku.

Postoje dvije verzije CBCT uređaja. Jedan tip CBCT uređaja se sastoji od stolice na koju pacijent sjedne te oko njegove glave kruži takozvana C – ruka, pojačivač X – zraka koji sadrži izvor X – zraka i detektor. Slika 1.11 prikazuje primjer ovog tipa CBCT uređaja. Druga izvedba CBCT uređaja ima pomični stol na koji pacijent legne tijekom snimanja i rotirajuće postolje koje također ispušta X – zrake i sadrži detektore koji primaju apsorbiranu količinu tih zraka.



Slika 1.11 Prikaz CBCT uređaja s rotirajućom C – rukom [18]

Princip rada svih CT uređaja temelji se na slabljenju rendgenskih zraka prolaskom kroz snimani dio tijela, što se izražava faktorom apsorpcije. Slabljenje rendgenskih zraka događa se zbog apsorpcije i rasipanja rendgenskih zraka. Faktor apsorpcije ovisi o atomskom broju i gustoći elektrona tkiva. Svaki dio tijela i pojedini organi apsorbiraju različiti stupanj X – zraka i na taj način ih se razlikuje na CT – snimkama. Što je veći atomski broj i gustoća elektrona tkiva, to je veći faktor apsorpcije. Dalje to oslabljeno zračenje pada na detektore X – zraka koji ga pretvaraju u električne signale koji se posebnim matematičkim algoritmima na računaru rekonstruiraju i dobiva se slika objekta koji se prikazuje u obliku matrice sastavljene od piksela [19].

1.3.1 HU

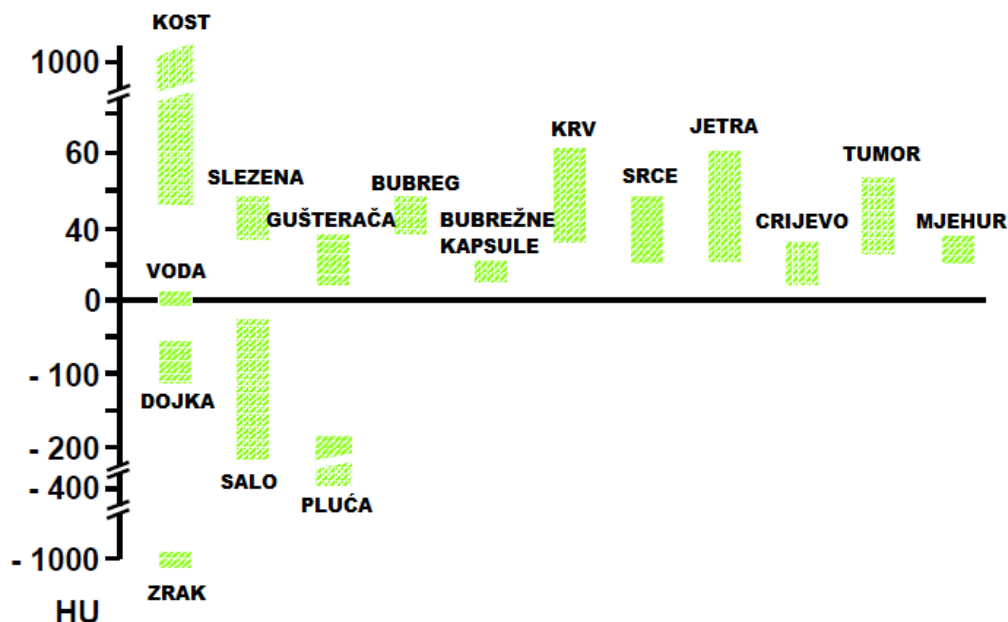
Hounsfield unit (HU) je jedinica Hounsfieldove ljestvice finog razlučivanja gustoće u kompjuteriziranoj tomografiji. Definirana je tisućinkom faktora gušenja rendgenskog zračenja u vodi koja ima 0 HU [5].

U dijelu trodimenzionalnog prostora s prosječnom vrijednosti faktor prigušenja μ , odgovarajuća vrijednost HU dana je formulom:

$$HU=10000 \cdot \frac{\mu - \mu_{\text{voda}}}{\mu_{\text{voda}} - \mu_{\text{zrak}}} \quad (1)$$

gdje se μ_{voda} i μ_{zrak} odnose na linearne faktore prigušenja vode i zraka [20].

Prije izrađivanja maske određenog dijela, potrebno je zadati granicu HU jer se vrijednosti HU razlikuju za pojedine anatomske dijelove. Pojedine vrijednosti HU su prikazane na slici 1.12 i u tablici 1. U tablici 2 prikazane su vrijednosti HU za anatomske dijelove koji su korišteni za izradu ovog diplomskog rada.



Slika 1.12 Prikaz graničnih vrijednosti HU za pojedine dijelove tijela čovjeka [21]

Tablica 1 Prikaz vrijednosti HU

DIO TIJELA	HU
Kost	226 – 3071
Meko tkivo	-700 – 225
Kortikalna kost	662 – 1988
Spužvasta kost	148 – 661
Mišićno tkivo	-5 – 135
Salo	-205 – (-51)
Koža	-718 – (-177)
Zub	1200 – 3071
Proteze	800 – 3071

Tablica 2 Vrijednosti HU korišteni u ovom radu

Zub	685 – 3071
PDL	-700 – 225
Kost zuba	226 – 3071

1.4 Mimics Medical 17.0

Programski paket Materialise Mimics [22] razvijen je u Leuvenu u Belgiji s ciljem obrade medicinskih slika. Učitavanjem DICOM, JPEG, TIFF, BMP snimaka dobivenih pomoću CT-a, MRI-a, micro – CT-a, CT-a s koničnom zrakom ili 3D ultrazvukom, moguće je dobiti precizne 3D modele pojedinih dijelova tijela pacijenta. Tako dobiveni modeli se koriste u različitim medicinskim pa i inženjerskim primjenama.

Osim dobivanja 3D modela, pomoću Mimicsa se može virtualno simulirati operacija ili pak izvoditi posebne analize čovjekove anatomije.

Proces kojim se podaci o anatomiji čovjeka iz snimaka pretvaraju u 3D modele naziva se segmentacija. Tijekom segmentacije, potrebno je na svim snimkama naznačiti strukturu koja ulazi u područje interesa. Ova informacija se dalje koristi kako bi se stvorio 3D model iz segmentiranih struktura. Mimics koristi STL format datoteke kako bi se opisala vanjska površina 3D modela. STL format omogućava precizno opisivanje najkompliciranijih geometrija što je bitno budući da su podaci o anatomiji općenito jako kompleksni. Točna segmentacija je bitna kako bi se informacije dobivene iz snimaka mogle smisleno obraditi. STL datoteka je datoteka trokutaste površinske mreže. Datoteka sadrži po tri čvora na svakom trokutu i definira normalu smjera trokuta. Ovaj format datoteke je idealan za geometriju anatomije zbog jednostavne strukture te datoteke i prilagodljivosti kako bi odgovarao bilo kojoj zahtijevanoj konturi. Format datoteke nije kontroliran parametrijskim ograničenjima kao što je to slučaj kod CAD ili IGES datoteka [22].

2 METODOLOGIJA

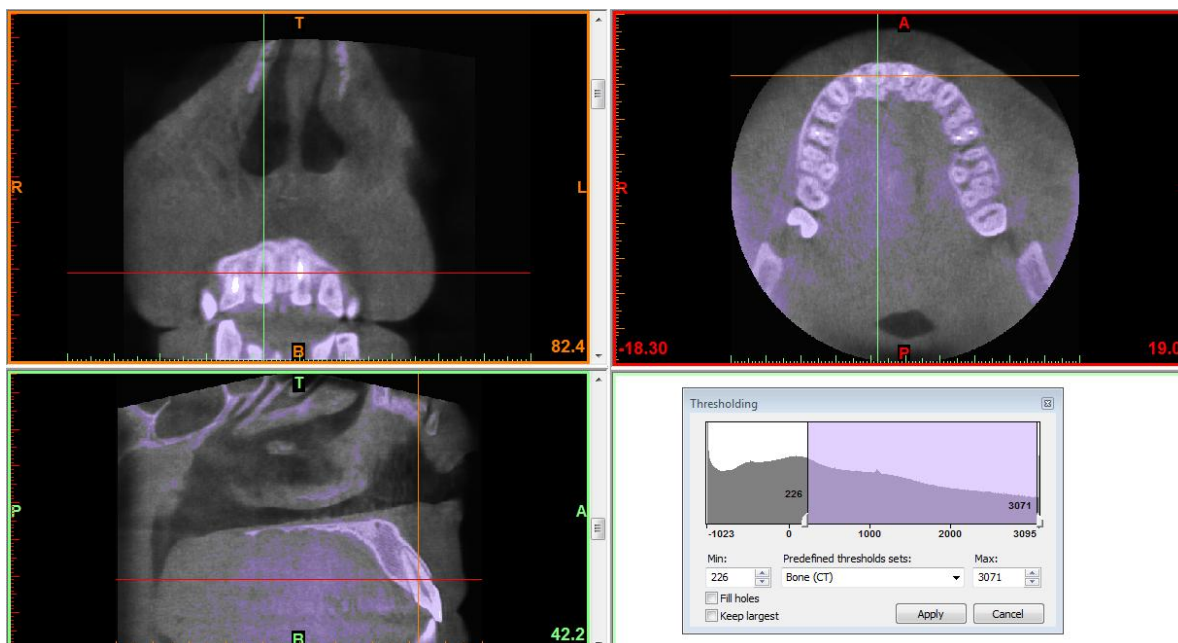
U programskom paketu Mimics Medical 17.0 modeliran je gornji desni sjekutić, parodontni ligament i alveolna kost koja okružuje navedeni zub. Alveolna kost podijeljena je na kortikalnu i spužvastu kost. Mreža konačnih elemenata napravljena je u 3-maticu, a u programskom paketu Abaqus 6.10 [23] provedena je analiza na izdvojenom 3D modelu.

U Mimics je učitano 375 CT snimaka. Svaka slika ima 250 000 piksela. Geometrija za 3D model izdvojena je iz CT snimaka pacijenta kojem je preporučena ortodontska terapija. Snimke prikazuju gornji desni sjekutić nepoznatog pacijenta, prije nego je terapija započela. CT snimanje je napravljeno na CBCT uređaju u stomatološkoj poliklinici Apolonija u Zagrebu. Rezolucija CT snimaka je 200 mikrona. CT snimke se sastoje od 375 transverzalnih dijelova s debljinom isječka od 0,200 mm i širinom piksela od 0,200 mm. Rezolucija i količina skenova je dovoljna za rekonstrukciju zuba, kosti i PDL-a.

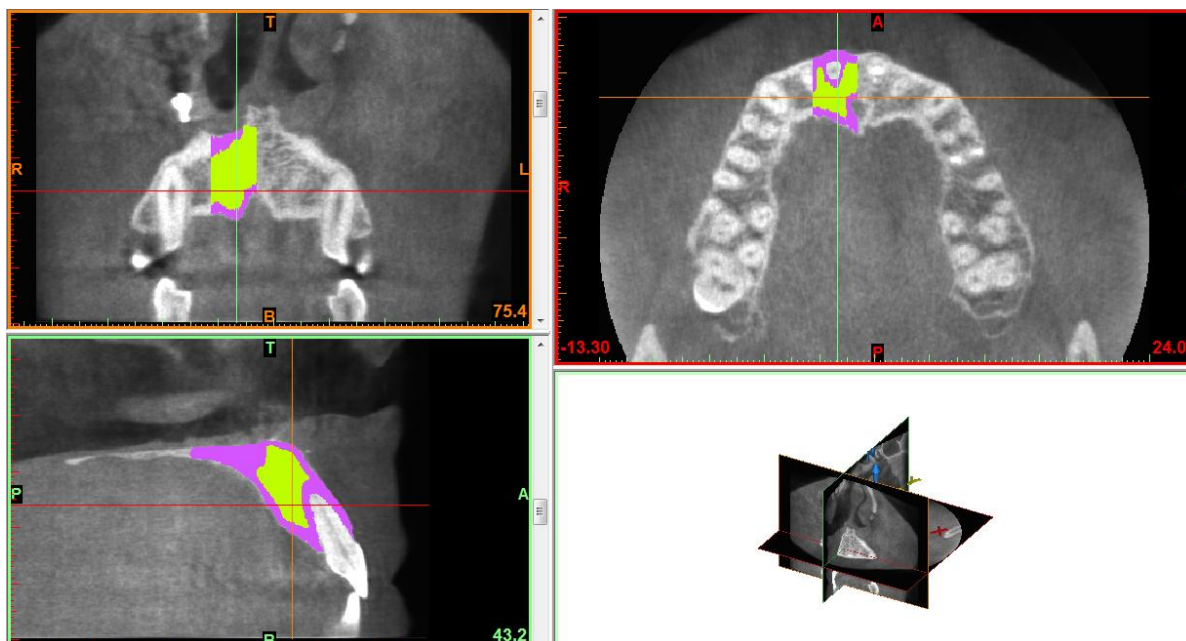
2.1 Izdvajanje geometrije zuba, PDL-a i alveolne kosti

CT snimke koje prikazuju obje čeljusti pacijenta učitane su u Mimics. Kako bi se dobio 3D model zuba, PDL-a i alveolne kosti, potrebno ih je izdvojiti na učitanim CT snimcima koje su prikazane u 3 ravnine: transverzalnoj, aksijalnoj i sagitalnoj.

Prvo je napravljena nova maska kosti, gdje je zadana HU za kost koja iznosi od 226 do 3071 (slika 2.1). Alveolna kost je dalje podijeljena na kortikalnu kost (vrijednosti HU su od 662 do 1988) i spužvastu kost (vrijednosti HU su od 148 do 661) što prikazuje slika 2.2.

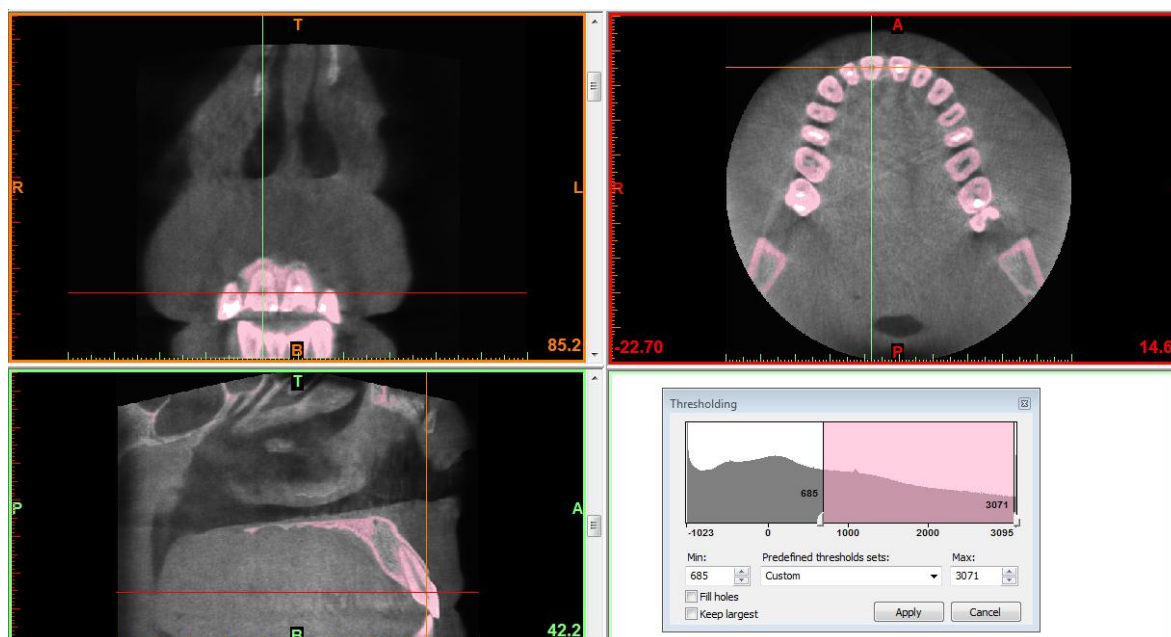


Slika 2.1 Prikaz maske kosti u tri ravnine



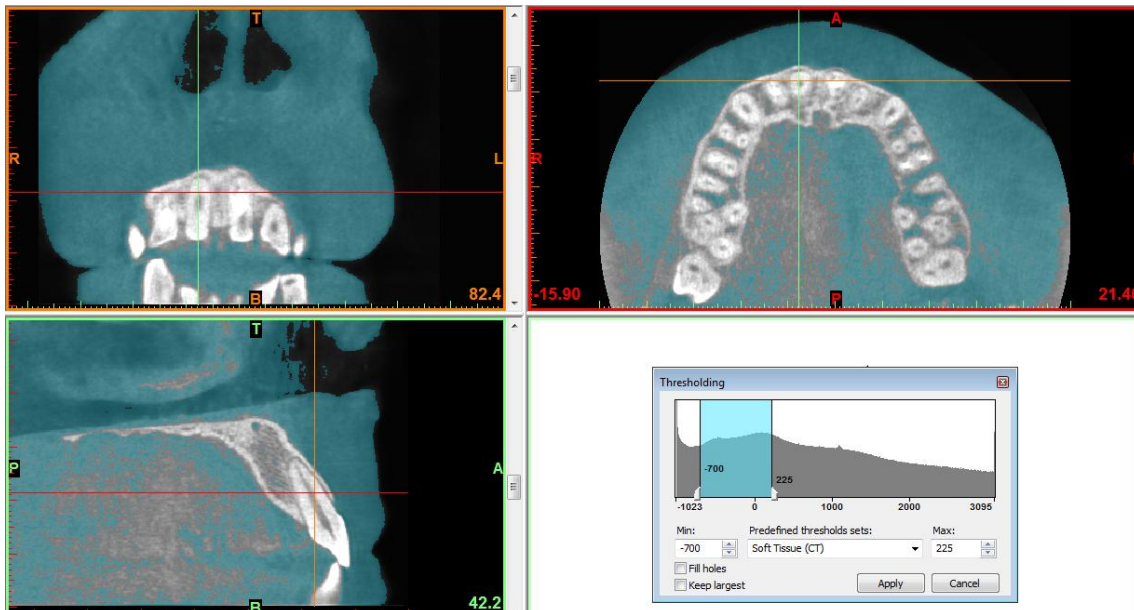
Slika 2.2 Prikaz maske kortikalne i spužvaste kosti u tri ravnine

Zatim je napravljena maska zuba i zadana je HU za zub koja iznosi od 685 do 3071 pri čemu je program obojao sve što spada unutar tih vrijednosti, kao što je vidljivo na slici 2.3. Iz ove maske je izdvojen samo gornji desni sjekutić.

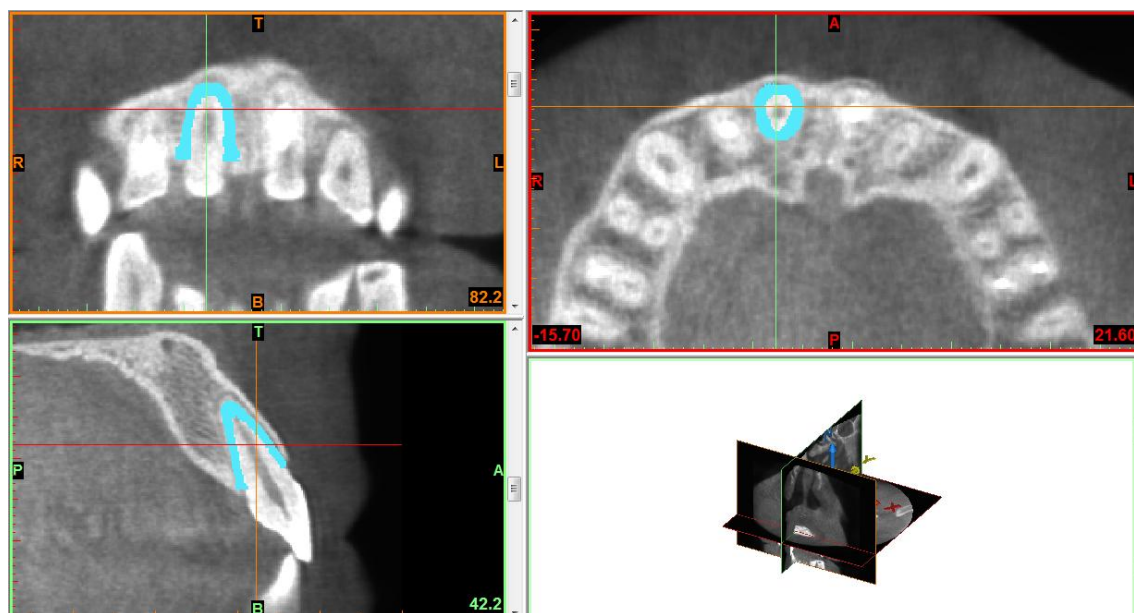


Slika 2.3 Prikaz maske s vrijednosti HU za zub u tri ravnine

Zadnje se izrađivala maska PDL-a i to na način da se prvo stvorila maska mekog tkiva s vrijednostima HU od -700 do 225. Slika 2.4 prikazuje dobivenu masku mekog tkiva. Maska PDL-a, koji se nalazi između zuba i alveolne kosti, izdvojila se iz te maske i prikazana je na slici 2.5.

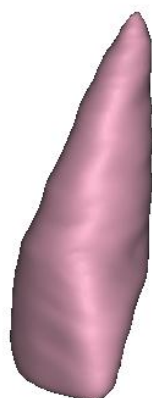


Slika 2.4 Prikaz maske mekog tkiva u tri ravnine i vrijednosti HU



Slika 2.5 Prikaz maske izdvojenog PDL-a u tri ravnine

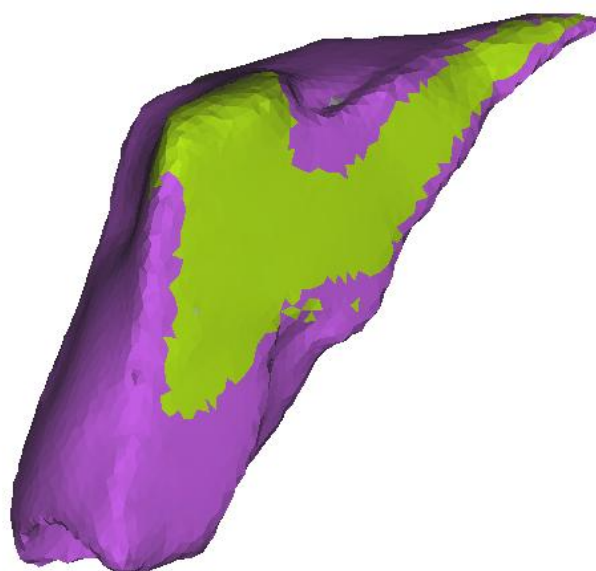
Iz izdvojenih maski zuba, PDL-a i alveolne kosti, pomoću operacije „*Calculate 3D*“ napravljeni su 3D modeli istih. Konačna geometrija PDL-a stvorena je u programskom paketu 3-matic pomoću operacije „*Boolean Subtraction*“. Pomoću ove operacije, geometrija PDL-a u potpunosti prati geometriju zuba s unutrašnje strane, te geometriju kosti s vanjske strane, čime je izbjegnuto prodiranje jednog tijela u drugo, kao i postojanje zračnosti između dva tijela. Slike 2.6, 2.7 i 2.8 prikazuju modele zuba, PDL-a i alveolne kosti podijeljene na kortikalnu i spužvastu kost. Na slici 2.9 vidljiv je cjelokupni 3D model koji je korišten u daljnjoj analizi.



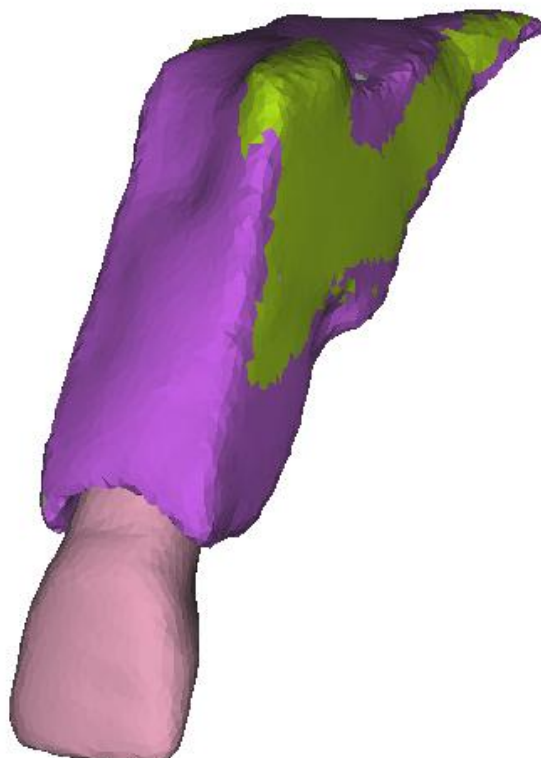
Slika 2.6 3D model zuba



Slika 2.7 3D model parodontnog ligamenta



Slika 2.8 3D model alveolne kosti



Slika 2.9 Prikaz 3D modela za analizu

2.2 FE model

Model korišten za analizu u programskom paketu Abaqus sastoji se od 3 dijela: zuba, PDL-a i alveolne kosti. 3D model svakog elementa izdvojen je iz CT snimaka u programskom paketu Mimics. Svaki dio je zasebno uvezen u Abaqus i u koraku „*Asssembly*“ dijelovi su povezani u jednu cjelinu.

Abaqus [23] je programski paket baziran na metodi konačnih elemenata koji omogućava rješavanje jednostavnih i kompleksnih problema. U svojoj bazi ima veliku količinu različitih konačnih elemenata kojima se može virtualno modelirati bilo kakva geometrija ili opisati materijalna svojstva koja se najčešće koriste u strojarstvu.

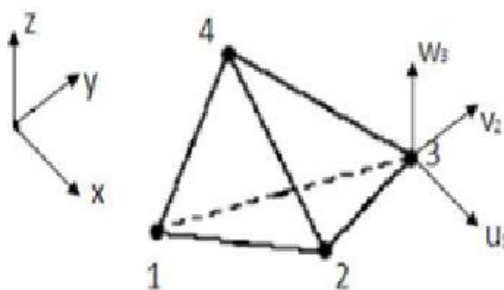
2.2.1 Mreža konačnih elemenata

Metoda konačnih elemenata je približna metoda i treba imati na umu da su dobivena rješenja približna, a realnim vrijednostima može se približiti samo ako se pravilno odaberu konačni elementi, koji imaju mogućnost opisati realni proces deformiranja, i dobar proračunski model [24]. Ova metoda je uspješna u raščlambi naprezanja i prijenosa sila u biološkim sustavima čije je rješavanje vrlo složeno zbog njihove nehomogenosti i nepravilnosti te složene unutrašnje morfologije. Metodom konačnih elemenata područje kontinuuma se dijeli na konačan broj podpodručja koja se nazivaju konačni elementi koji su

međusobno povezani u čvorovima [24]. S povećanjem broja konačnih elemenata dolazi do približavanja točnom rješenju [24].

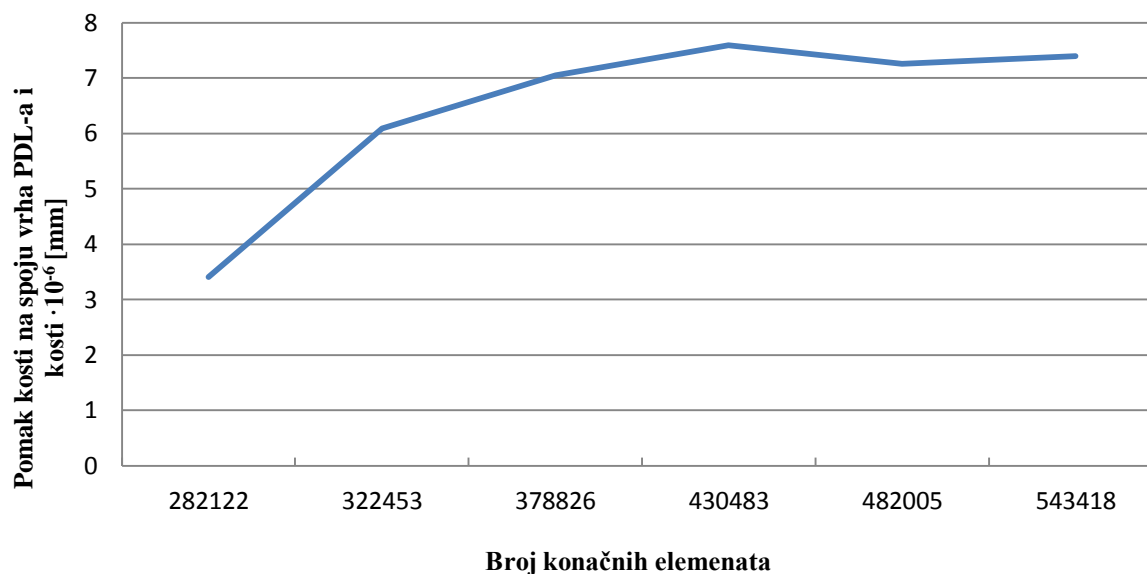
Konačni elementi koji su korišteni prilikom analize modela zub-ligament-kost su 3D konačni tetraedarski elementi prvog reda. Osnovni tetraedarski element (slika 2.10) ima 12 stupnjeva slobode, a svaki element se sastoji od 4 čvora [24]. Stupnjevi slobode su komponente pomaka u čvorovima:

$$\mathbf{v}^T = [u_1 \ v_1 \ w_1 \ u_2 \ v_2 \ w_2 \ u_3 \ v_3 \ w_3 \ u_4 \ v_4 \ w_4] \quad (2)$$



Slika 2.10 Osnovni tetraedarski konačni element [24]

Svakom dijelu modela posebno se zadaje mreža konačnih elemenata. Nakon dovršene mreže konačnih elemenata, sljedeći korak je bio konvergencija mreže konačnih elemenata. Konvergencija analize pomaka je napravljena proglašivanjem mreže konačnih elemenata. Ovaj korak je bitan jer ako se koristi premalo elemenata, rezultati će biti netočni, a ukoliko se uzme preveliki broj elemenata, analiza će se izvoditi dugo i zauzet će puno memorije računala. Na slici 2.11 prikazana je konvergencija rezultata pomaka kosti u ovisnosti o broju ukupnih konačnih elemenata 3D modela. Iz dijagrama je vidljivo da su odstupanja od rezultata pomaka manja kako se povećavao broj konačnih elemenata modela. Konvergencija rješenja je postignuta nakon što se cjelokupni model sastojao od 482 005 konačnih elemenata.



Slika 2.11 Konvergencija rezultata pomaka u ovisnosti o broju konačnih elemenata

Konvergencijom je utvrđeno da će se koristiti 3D model s brojem konačnih elemenata i čvorova navedenima u tablici 3.

Tablica 3 Prikaz broja elemenata i čvorova odabranog 3D modela

MODEL	BROJ KONAČNIH ELEMENATA	BROJ ČVOROVA
Zub	78 847	21 282
PDL	95 037	28 505
Kost	308 121	82 469
Ukupno	482 005	132 256

Slika 2.12 prikazuje 3D model s dodijeljenom mrežom konačnih tetraedarskih elemenata s jednim stupnjem slobode gibanja.



Slika 2.12 Mreža konačnih elemenata cijelog modela

2.2.2 Materijalna svojstva

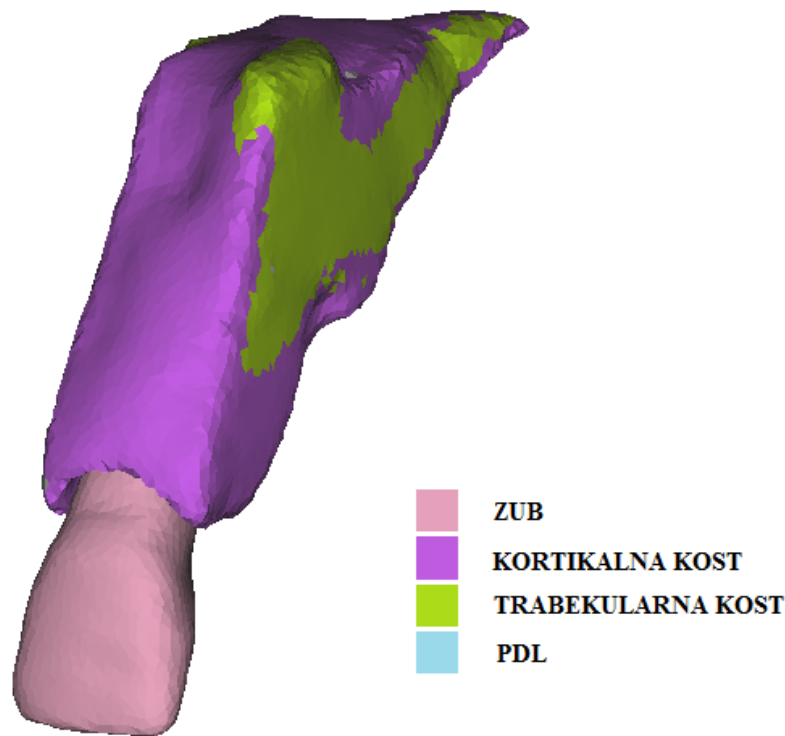
3D modelu dodijelila su se izotropna materijalna svojstva. Materijal se smatra izotropnim kada mu mehanička svojstva ne ovise o smjeru [25]. Neka od svojstava izotropnog materijala su gustoća materijala, modul elastičnosti, temperaturni faktor ekspanzije, Poissonov faktor, granica tečenja i modul smicanja [25].

Za ovu numeričku analizu koristila su se linearno elastična svojstva. Kosti, koja se podijelila na trabekularnu i kortikalnu kost, zuba i parodontnom ligamentu zadale su se vrijednosti modula elastičnosti E i Poissonovog faktora ν koje su prikazane u tablici 4.

Tablica 4 Mehanička svojstva materijala modela [26], [27]

	Modul elastičnosti, MPa	Poissonov faktor
TRABEKULARNA KOST	345	0,38
KORTIKALNA KOST	13 800	0,26
PDL	0,68	0,49
ZUB	20 000	0,15

Dodijeljena mehanička svojstva kosti, PDL-a i zuba prikazana su na slici 2.13.



Slika 2.13 Dodijeljena mehanička svojstva 3D modelu

Zatim su se modelu kosti dodijelila ortotropna materijalna svojstva. Ortotropni materijali okarakterizirani su tako što imaju različita svojstva u 3 okomita smjera [28]. Kod ovih materijala tenzor elastičnosti ima 9 neovisnih konstanti elastičnosti, budući da je $C_{1122}=C_{2211}$, $C_{1133}=C_{3311}$ i $C_{2233}=C_{3322}$, i glasi [28]:

$$C_{ij}^{el} = \begin{bmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{1212} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{1313} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{2323} \end{bmatrix} \quad (3)$$

Svi konstitutivni parametri u jednadžbi (3) mogu se izračunati pomoću inženjerskih konstanti a to su tri modula elastičnosti (E_x , E_y i E_z), tri modula smicanja (G_{xy} , G_{xz} i G_{yz}) i šest Poissonova faktora (ν_{xy} , ν_{xz} , ν_{yz} , ν_{yx} , ν_{zx} , ν_{zy}) [28]. Ove konstante definiraju elastičnu usklađenost prema [23]:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\nu_{21} & -\nu_{31} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\nu_{32} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_1} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix} \quad (4)$$

U tablici 5 navedene su inženjerske konstante za kortikalnu i trabekularnu kost pomoću kojih su se dobili parametri tenzora elastičnosti ortotropnog modela.

Tablica 5 Ortotropna elastična svojstva ljudske kortikalne i trabekularne kosti [28]

		KORTIKALNA KOST	TRABEKULARNA KOST
Modul elastičnosti, MPa	E_x	10 630	210
	E_y	12 510	1 148
	E_z	19 750	1 148
Modul smicanja, MPa	G_{xy}	3890	68
	G_{xz}	4850	68
	G_{yz}	5840	434
Poissonov faktor	ν_{xy}	0,313	0,055
	ν_{xz}	0,246	0,055
	ν_{yz}	0,226	0,322
	ν_{yx}	0,368	-
	ν_{zx}	0,457	-
	ν_{zy}	0,357	-

2.2.3 Rubni uvjeti i opterećenje

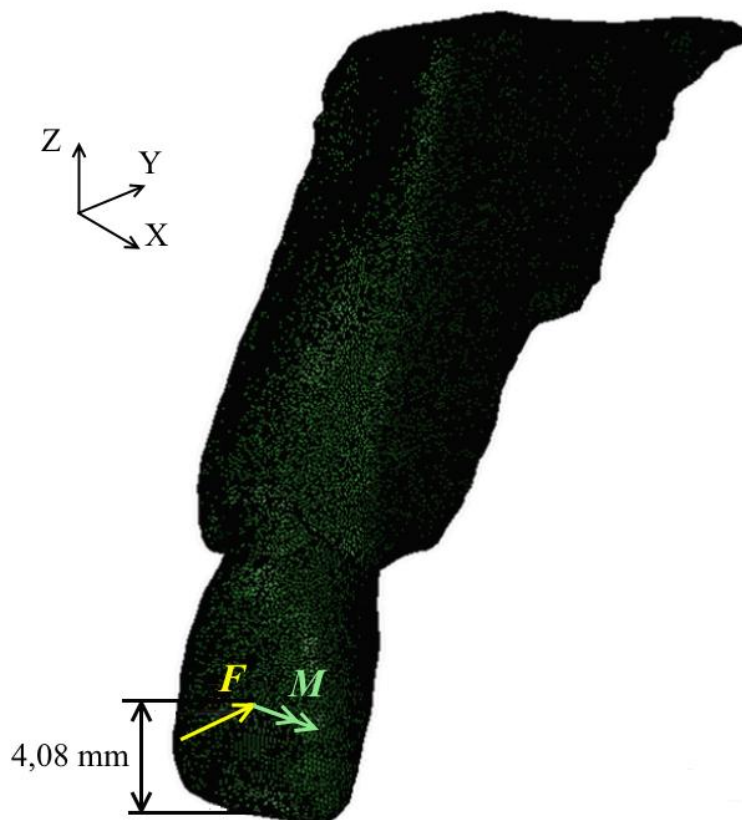
Kako bi se analiza odvijala u što realnijim uvjetima, kosti su onemogućeni pomaci u smjeru X, Y i Z osi, što je prikazano na slici 2.14.



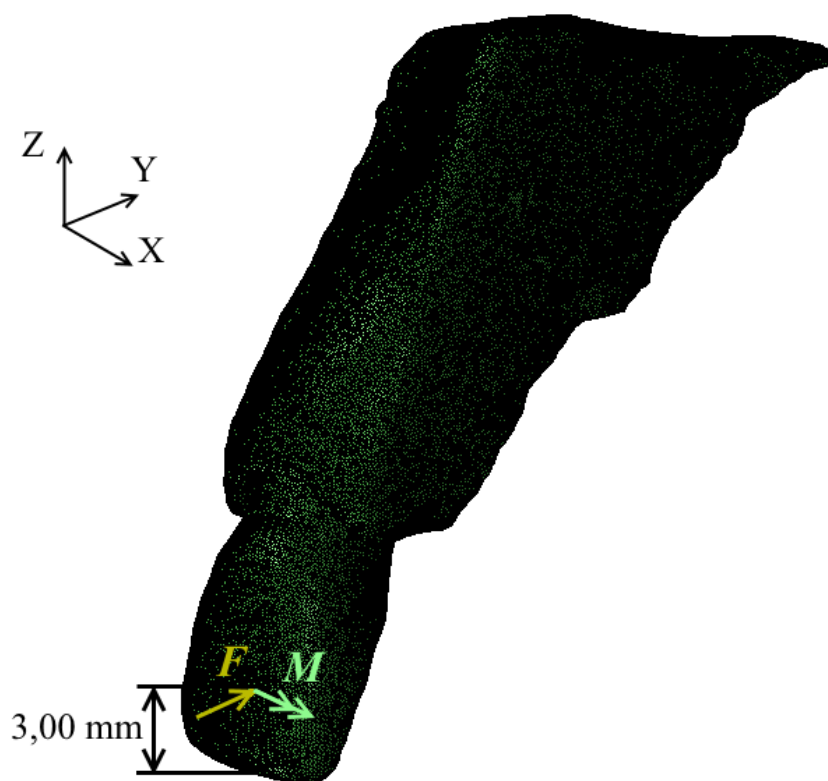
Slika 2.14 Prikaz ukliještene kosti

Koristio se i rubni uvjet kontakta *Tie* kako bi se povezali pojedini dijelovi modela koji imaju zasebne mreže konačnih elemenata. Na ovaj način, pomaci pojedinih dijelova modela su izjednačeni. Ovaj rubni uvjet korišten je između unutarnjeg dijela kosti, u kojem se nalazi PDL i zub, i vanjske strane PDL-a, te se koristio za spajanje unutarnje strane PDL-a i zuba, te za spajanje unutarnje strane kosti i zuba.

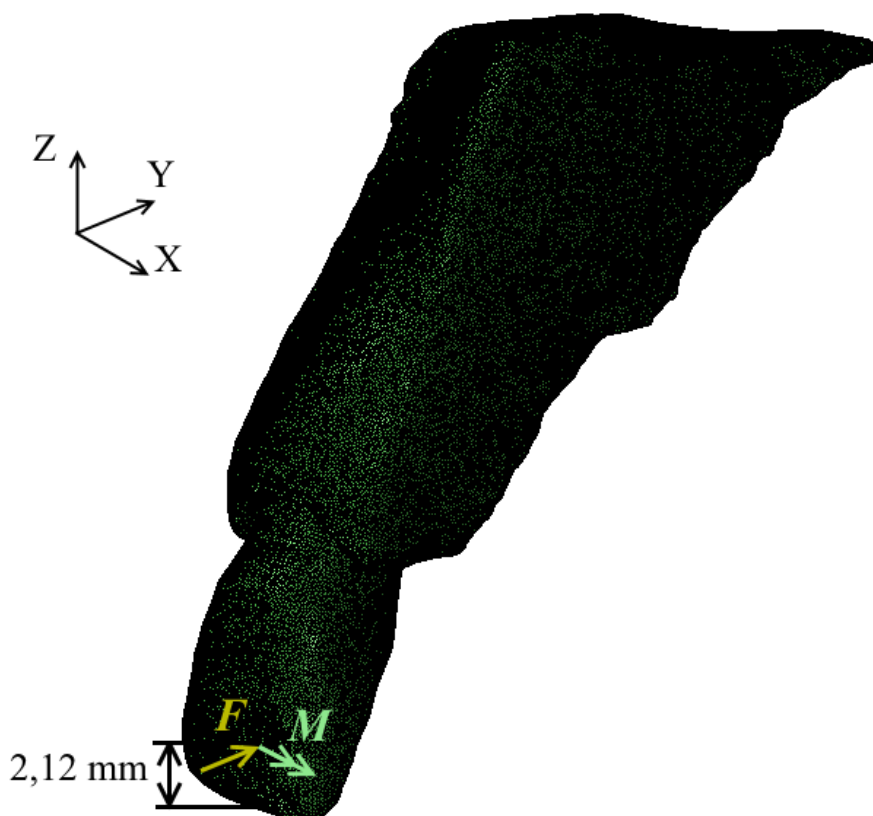
Zub se opteretio koncentriranom silom F iznosa 1 N koja simulira ortodontsku silu koja se javlja prilikom nošenja bravice fiksnog aparata. Sila je postavljena na 3 različita mjesta na kruni zuba, na udaljenost od 4,08 mm od vrha krune zuba, na udaljenost od 3,00 mm i na udaljenost od 2,12 mm, u smjeru osi Y globalnog koordinatnog sustava. Položaji hvatišta sile i momenta su prikazani na slikama 2.15, 2.16 i 2.17. Uz djelovanje sile, na svakom hvatištu je postavljen moment M različitih iznosa, 1 Nmm, 3 Nmm, 5 Nmm, 6 Nmm i 7 Nmm te je time dobiveno 5 različitih slučajeva opterećenja za pojedino hvatište sile od 1 N. Ovim načinom opterećenja dobiven je različiti omjer M/F . Smjer djelovanja momenta je oko X osi globalnog koordinatnog sustava.



Slika 2.15 Prikaz položaja prvog hvatišta sile i momenta



Slika 2.16 Prikaz položaja drugog hvatišta sile i momenta



Slika 2.17 Prikaz položaja trećeg hvatišta sile i momenta

2.3 Izračun položaja središta rotacije i središta otpora

Za izračun položaja središta rotacije i središta otpora zub se promatra kao kruto tijelo te se njegova rotacija može opisati pomoću matrice rotacije. Matrica rotacije, koja opisuje rotaciju zuba prilikom nagnjanja pod kutom θ oko osi rotacije koja se nalazi u YZ ravnini, glasi [29]:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (5)$$

Kut nagnjanja zuba može se izračunati iz sljedeće jednačbe [29]:

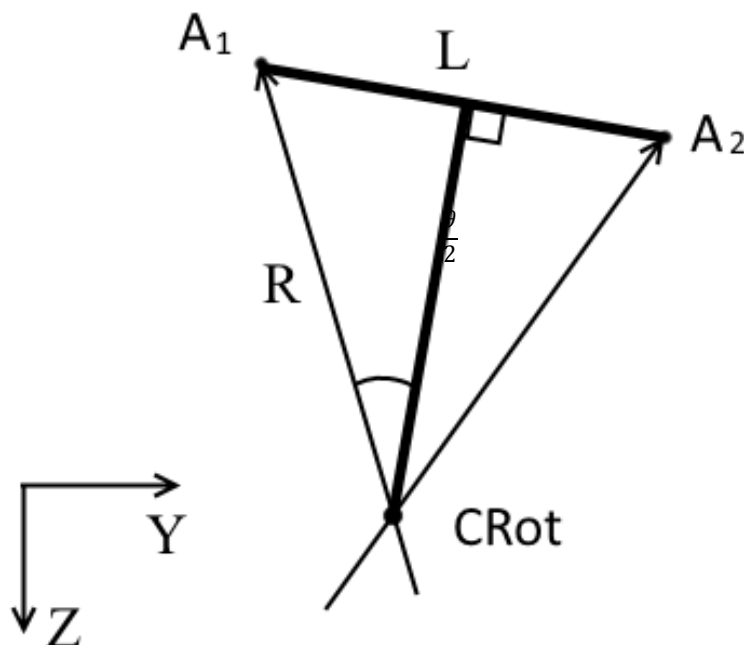
$$R_x(\theta) \cdot V_1 = V_2 \quad (6)$$

gdje je $R_x(\theta)$ matrica rotacije zuba s kutom θ oko osi rotacije, a V_1 i V_2 su vektori. Vektor V_1 opisuje udaljenost između dva čvora, A i B, koji se nalaze na površini zuba prije rotacije zuba oko osi rotacije, a V_2 je vektor kojim je definirana udaljenost između istih čvorova poslije rotacije zuba oko osi rotacije.

Skalarna vrijednost udaljenosti središta rotacije od čvorova A_1 i A_2 izračunava se sljedećom formulom [29]:

$$R = \frac{\frac{L}{2}}{\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (7)$$

gdje je L skalarna udaljenost od A_2 do A_1 , a θ je kut rotacije zuba oko središta rotacije (slika 2.18) [29].



Slika 2.18 Prikaz udaljenosti L između čvorova A_1 i A_2 te kuta rotacije θ [29]

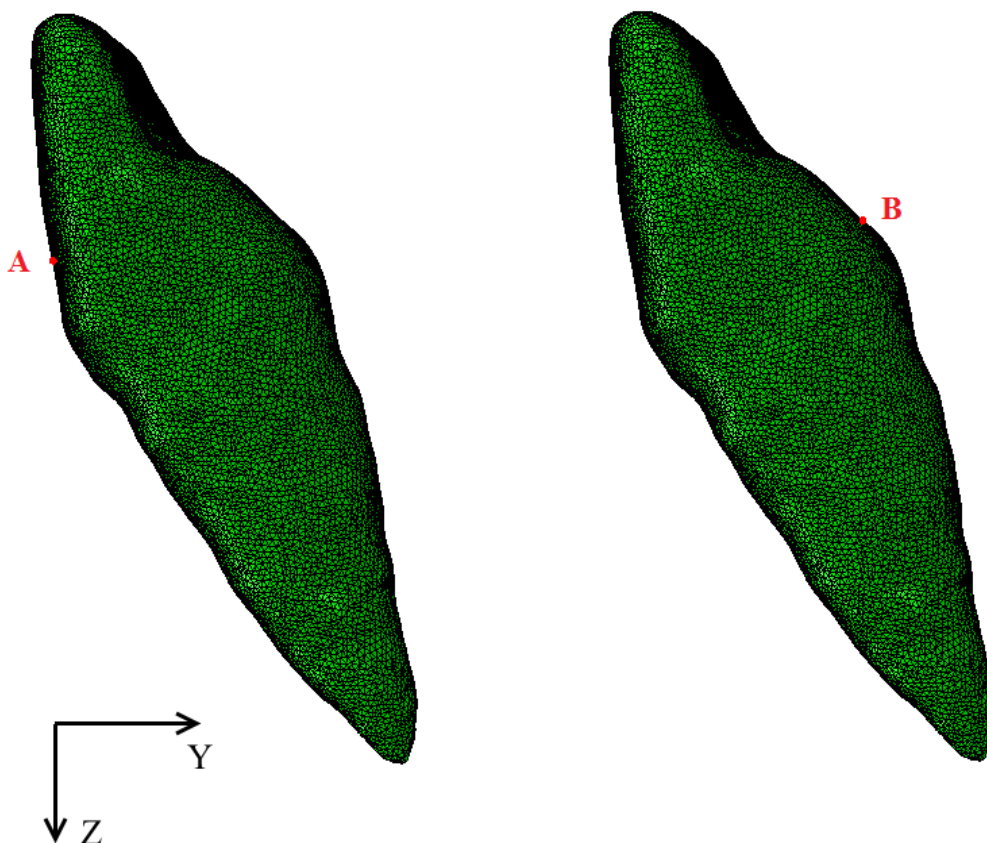
Koordinate središta rotacije kod naginjanja zuba koje se događa u YZ ravnini mogu se izračunati iz sustava jednačbi koji glasi [29]:

$$\left(\text{CRot}(y) - A_1(y)\right)^2 + \left(\text{CRot}(z) - A_1(z)\right)^2 = R^2 \quad (8)$$

$$\left(\text{CRot}(y) - A_2(y)\right)^2 + \left(\text{CRot}(z) - A_2(z)\right)^2 = R^2 \quad (9)$$

gdje su $A_1(y)$ i $A_1(z)$ koordinate čvora A_1 prije rotacije zuba, a $A_2(y)$ i $A_2(z)$ koordinate čvora A_2 nakon rotacije zuba u YZ ravnini.

Primjer izračunavanja središta rotacije prikazan je za model izotropnih materijalnih svojstava kod hvatišta sile udaljene od vrha cakline zuba za 4,08 mm, a ortodontski omjer M/F je jednak 1. Prvi korak kod izračunavanja koordinata središta rotacije je odabrati čvor A i čvor B čije su se koordinate koristile za izračunavanje vektora V_1 i V_2 . Odabrani čvorovi prikazani su na slici 2.19, a njihove koordinate prije i nakon deformiranja prikazane su u tablici 6.



Slika 2.19 Prikaz lokacije odabranih čvorova A i B

Tablica 6 Koordinate čvorova A i B prije i nakon deformiranja

ČVOR	X koordinata, mm	Y koordinata, mm	Z koordinata, mm
A ₁	-8,1800	-38,5393	-23,6279
A ₂	-8,1800	-38,5393	-23,6279
B ₁	-8,1443	-38,6971	-24,7983
B ₂	-8,1443	-32,6971	-24,7983

Zatim je jednačba (5) uvrštena u jednačbu (6), kao i vrijednosti vektora V_1 i V_2 , te se dobiva jednačba:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -0,0357 \\ 0,1578 \\ 1,1704 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0,0357 \\ -5,8422 \\ 1,1704 \end{bmatrix} \quad (10)$$

iz koje se izračunava kut rotacije zuba θ prilikom nagnjanja čija je vrijednost dana u izrazu (11).

$$\theta = 0,0003 \text{ } ^\circ \quad (11)$$

Dalje se izračunava skalarna vrijednost R iz jednadžbe (7). Prvo se izračunava vrijednost udaljenosti L pomoću koordinata čvorova A_1 i A_2 .

$$L = \sqrt{(A_2(y)-A_1(y))^2 + (A_2(z)-A_1(z))^2} \quad (12)$$

$$L = 4,6447 \cdot 10^{-5} \text{ mm} \quad (13)$$

Uvrštavanjem vrijednosti L u jednadžbu (7), dobiva se vrijednost R .

$$R = 7,9948 \text{ mm} \quad (14)$$

Izraz (14) i koordinate čvorova A_1 i A_2 uvrštavaju se u jednadžbe (8) i (9) te se dobiva sustav jednadžbi:

$$(\text{CRot}(y)-(-38,5393))^2+(\text{CRot}(z)-(-23,6279))^2=7,9948^2 \quad (15)$$

$$(\text{CRot}(y)-(-38,5393))^2+(\text{CRot}(z)-(-23,6279))^2=7,9948^2 \quad (16)$$

iz kojeg se izračunavaju koordinate središta rotacije koje glase:

$$\text{CRot}(y) = -33,2153 \text{ mm} \quad (17)$$

$$\text{CRot}(z) = -17,6636 \text{ mm} \quad (18)$$

Isti postupak izračunavanja položaja središta rotacije koristio se i za preostalih 29 modela. Izračunate koordinate kod pojedinih modela s izotropnim svojstvima za različita hvatišta sila i različite ortodontske omjere M/F prikazane su u tablici 7, a u tablici 8 su prikazane koordinate središta rotacije 3D modela s ortotropnim svojstvima kosti.

Tablica 7 Koordinate središta rotacije izotropnog modela za sva tri hvatišta

IZOTROPNA SVOJSTVA	3D MODEL		CRot (x), mm	CRot (y), mm	CRot (z), mm
	HVATIŠTE SILE 1	M/F=1	-8,1800	-33,2153	-17,6636
		M/F=3	-8,1800	-33,5673	-19,6213
		M/F=5	-8,1800	-33,7580	-20,6819
		M/F=6	-8,1800	-33,8245	-21,0513
		M/F=7	-8,1800	-33,8776	-21,3472
	HVATIŠTE SILE 2	M/F=1	-8,1800	-33,3382	-18,5748
		M/F=3	-8,1800	-33,5192	-19,6996
		M/F=5	-8,1800	-33,6246	-20,3583
		M/F=6	-8,1800	-33,6627	-20,5948
		M/F=7	-8,1800	-33,6942	-20,7919
	HVATIŠTE SILE 3	M/F=1	-8,1800	-33,4081	-19,2245
		M/F=3	-8,1800	-33,5124	-20,0385
		M/F=5	-8,1800	-33,5812	-20,5478
		M/F=6	-8,1800	-33,6011	-20,7273
		M/F=7	-8,1800	-33,6257	-20,8849

Tablica 8 Koordinate središta rotacije modela s ortotropnom kosti za sva tri hvatišta

ORTOTROPNA SVOJSTVA	3D MODEL		CRot (x), mm	CRot (y), mm	CRot (z), mm
	HVATIŠTE SILE 1	M/F=1	-8,1800	-33,2060	-10,2053
		M/F=3	-8,1800	-33,4143	-13,2023
		M/F=5	-8,1800	-33,5395	-15,0193
		M/F=6	-8,1800	-33,5861	-15,6790
		M/F=7	-8,1800	-33,6245	-16,2336
	HVATIŠTE SILE 2	M/F=1	-8,1800	-33,2676	-11,8900
		M/F=3	-8,1800	-33,3783	-13,9812
		M/F=5	-8,1800	-33,4472	-15,3153
		M/F=6	-8,1800	-33,4735	-15,8168
		M/F=7	-8,1800	-33,4952	-16,2411
	HVATIŠTE SILE 3	M/F=1	-8,1800	-33,3096	-13,1308
		M/F=3	-8,1800	-33,3760	-14,7939
		M/F=5	-8,1800	-33,4197	-15,8921
		M/F=6	-8,1800	-33,4358	-16,3130
		M/F=7	-8,1800	-33,4522	-16,6690

3 REZULTATI

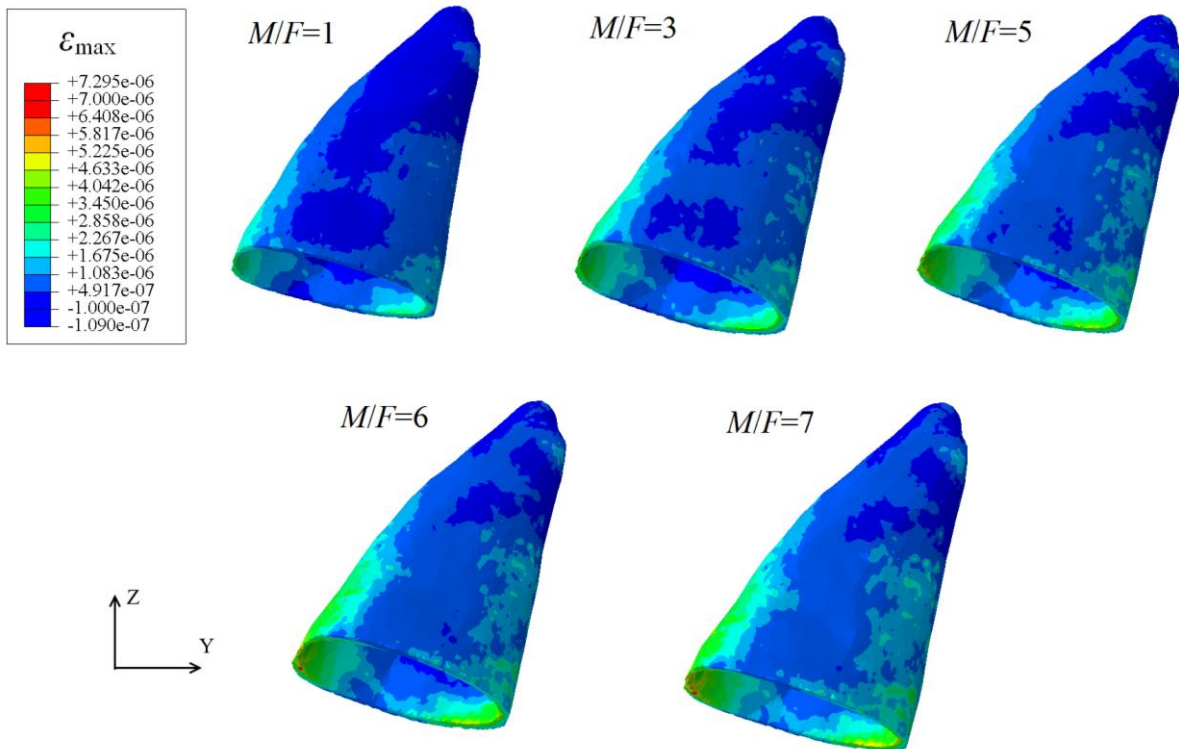
Vršilo se 15 različitih analiza s izotropnim materijalnim svojstvima i 15 analiza s ortotropnim materijalnim svojstvima alveolne kosti, s ciljem pokazivanja utjecaja omjera ortodontskog momenta i sile na gibanje zuba. Rezultati koji su se obrađivali prikazani su u narednim potpoglavljima.

3.1 Raspodjela duljinskih deformacija po parodontnom ligamentu

Promatrala se raspodjela duljinskih deformacija po parodontnom ligamentu posebno za svako hvatište sile. Rezultati za model s izotropnim svojstvima prikazani su na slikama 3.1, 3.2 i 3.3, a rezultati za model s ortotropnim svojstvima kosti prikazani su na slikama 3.4, 3.5 i 3.6. Vidljivo je da su kod svih šest slučajeva najveće duljinske deformacije na samom rubu parodontnog ligamenta i njihova vrijednost se povećava kako se povećava omjer ortodontskog momenta i sile. PDL je prikazan u YZ ravnini. Budući da sila i moment rotiraju zub u smjeru osi Y, najveći iznosi deformacije se javljaju baš na tim stranama PDL-a, gledano iz bokocrta na prednjoj i stražnjoj strani. Minimalne vrijednosti duljinskih deformacija javljaju se u vrhu PDL-a koji se nalazi duboko u kosti gdje postoji vrlo mala mogućnost za pomake, a i njegova udaljenosti od hvatišta sile je poprilično velika s obzirom na udaljenost samog ruba PDL-a.

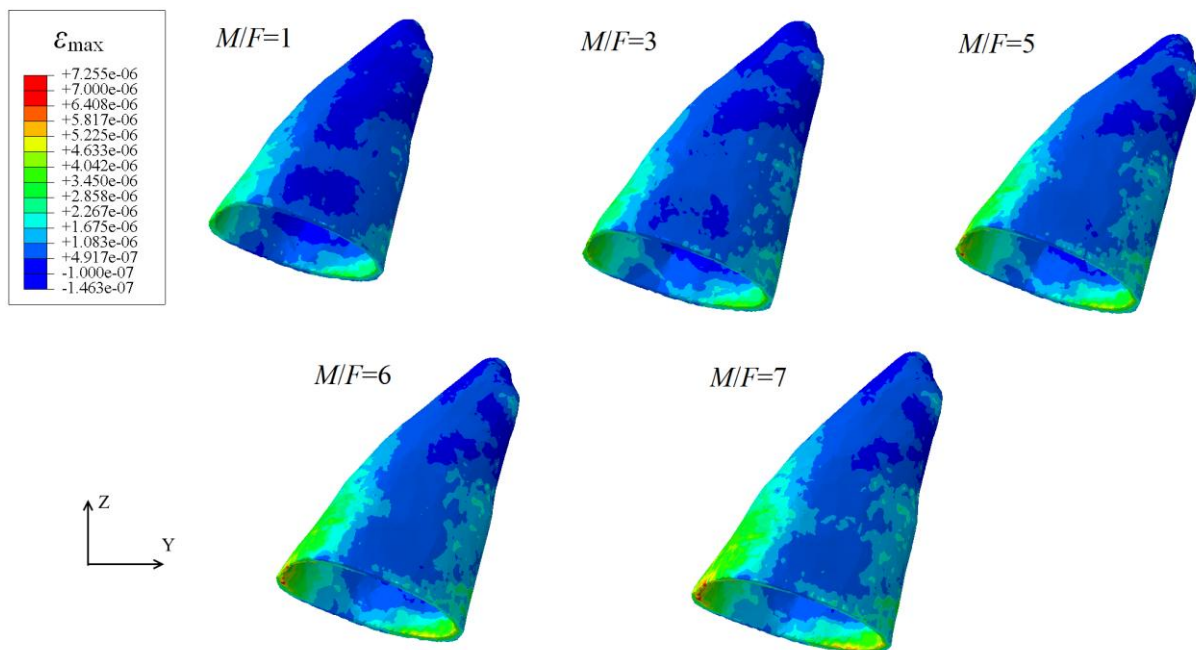
3.1.1 Izotropni 3D model

Kod prvog hvatišta sile (slika 3.1), koja se nalazi 4,08 mm od vrha krune zuba, duljinske deformacije se povećavaju kako se povećava omjer ortodontskog momenta i sile. Tako je maksimalna duljinska deformacija vrijednosti $7,295 \cdot 10^{-6}$, a područja maksimalnih duljinskih deformacija se mogu primijetiti kada je omjer $M/F=6$ i $M/F=7$.



Slika 3.1 Raspodjela duljinskih deformacija PDL-a za prvo hvatište sile

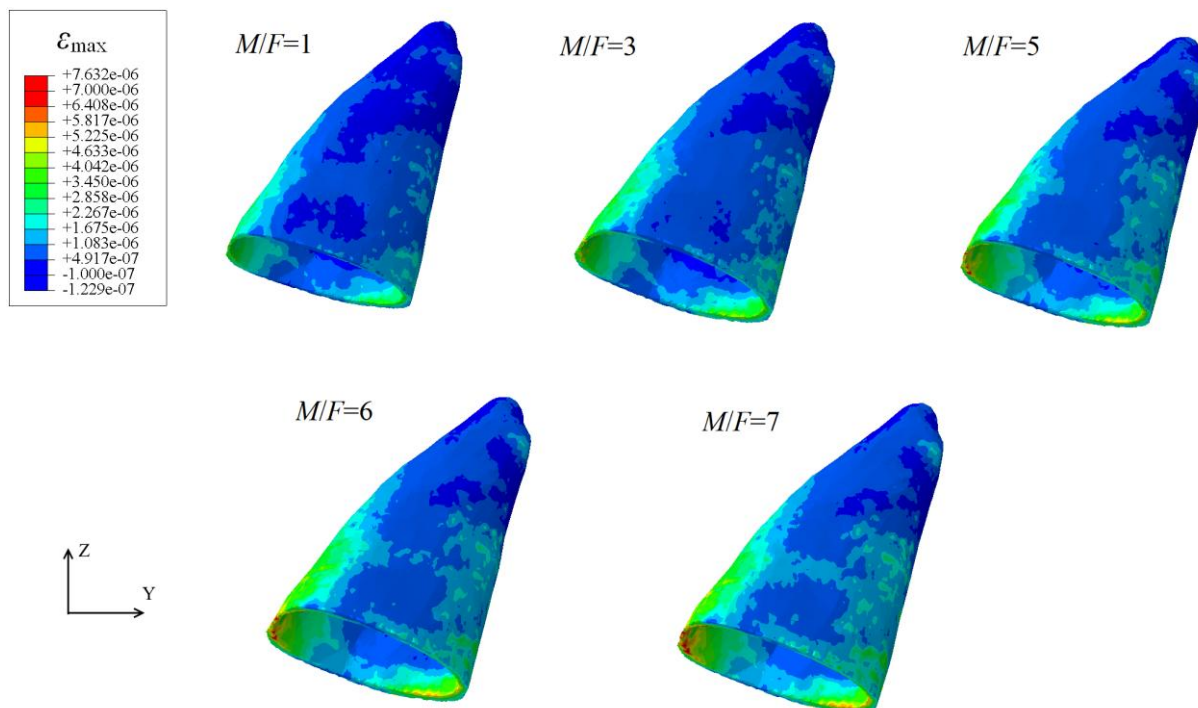
Na slici 3.2 prikazane su duljinske deformacije PDL-a za slučaj kada je sila vrijednosti 1 N udaljena 3,00 mm od vrha krune zuba. U ovom slučaju duljinske deformacije dostižu maksimalnu vrijednost od $7,255 \cdot 10^{-6}$ i to kod slučaja kada je $M/F=5$, $M/F=6$ i $M/F=7$.



Slika 3.2 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za drugo hvatište sile

Kada je hvatište sile od vrha krune zuba udaljeno 2,12 mm, duljinske deformacije parodontnog ligamenta imaju najveće vrijednosti. Maksimalna vrijednost iznosi $7,632 \cdot 10^{-6}$ i

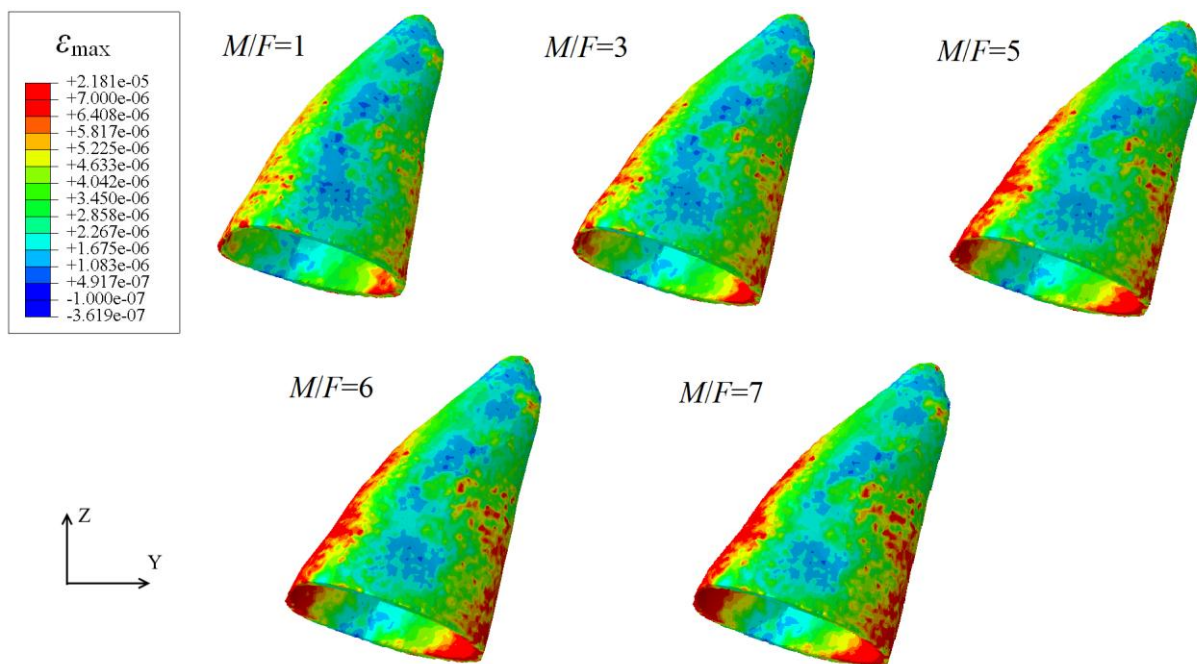
pojave su se već kod omjera $M/F=3$, a područje njihovog pojavljivanja se povećava kako se omjer povećava.



Slika 3.3 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za treće hvatište sile

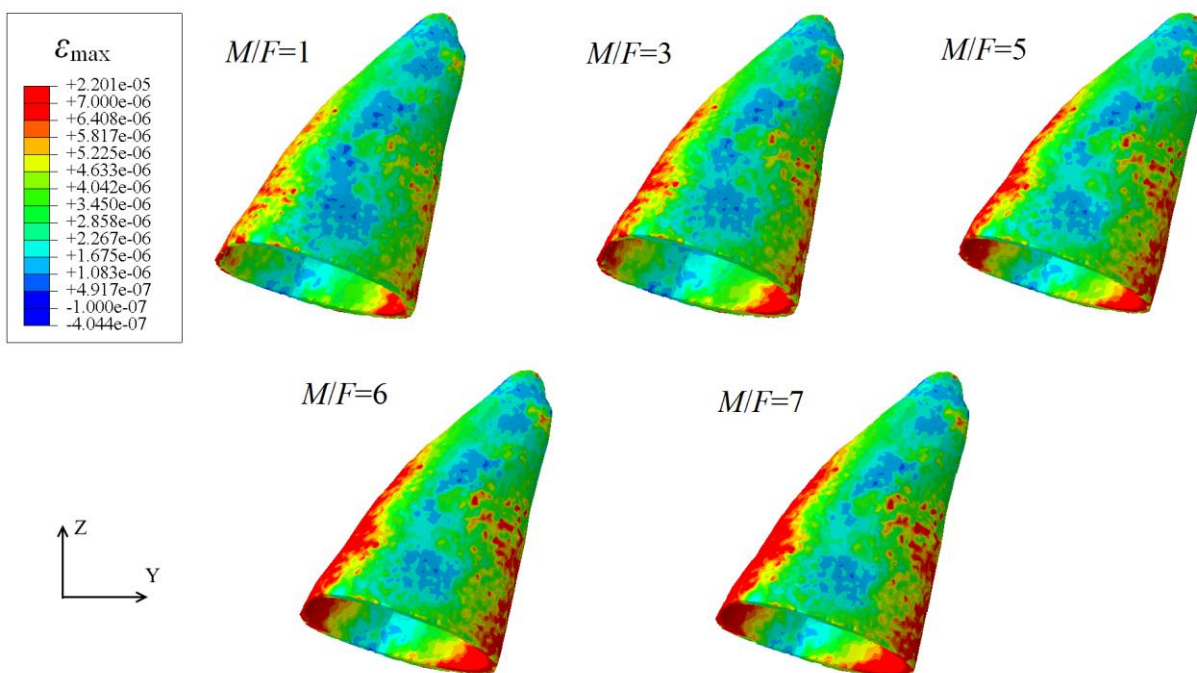
3.1.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti

Na slici 3.4 prikazana je raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za slučaj kada je hvatište udaljeno 4,08 mm od vrha krune zuba. Budući da se ovdje radi o modelu kojem su zadana ortotropna materijalna svojstva kosti, vrijednosti duljinskih deformacija su za red veličine veće nego što je to slučaj kod izotropnog modela. Tako maksimalna vrijednost duljinskih deformacija iznosi $2,181 \cdot 10^{-5}$, a područja njihovog bivanja su velika i povećavaju se kako se povećava omjer M/F .



Slika 3.4 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za prvo hvatište sile

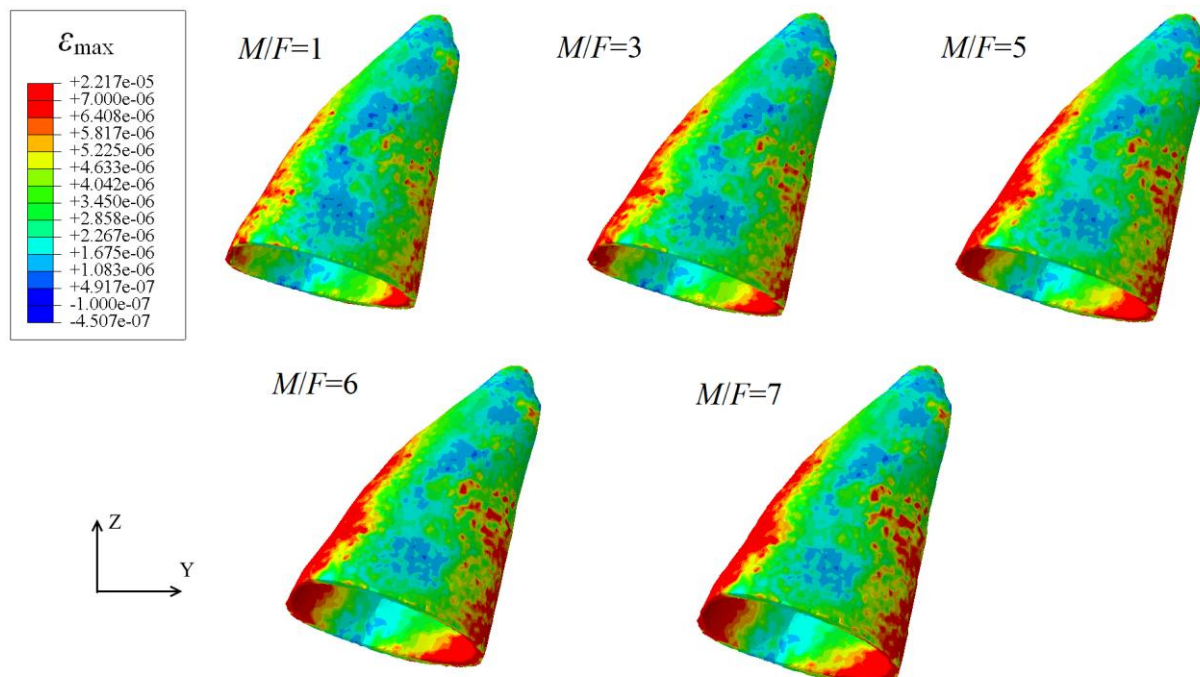
Za udaljenost hvatišta sile od 3,00 mm od vrha krune zuba, vrijednost duljinskih deformacija raste, kao i područja s njihovim maksimalnim vrijednostima, a proporcionalne su s omjerom M/F (slika 3.5). Maksimalne duljinske deformacije iznose $2,201 \cdot 10^{-5}$.



Slika 3.5 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za drugo hvatište sile

Duljinske deformacije kod trećeg hvatišta sile (2,12 mm od vrha krune zuba) za model s ortotropnom kosti su najveće s obzirom na sve ostale promatrane slučajeve. Na slici 3.6.

vidljivo je da se područja maksimalnih duljinskih deformacija nalaze na stranama djelovanja sile i momenta i rotiranja samog zuba i iznose $2,217 \cdot 10^{-5}$.



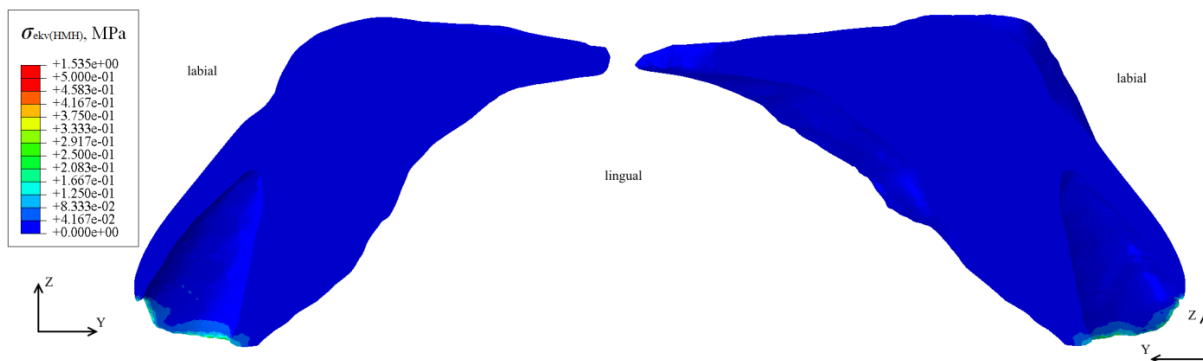
Slika 3.6 Raspodjela duljinskih deformacija po PDL-u za treće hvatište sile

3.2 Raspodjela napreznja po alveolnoj kosti

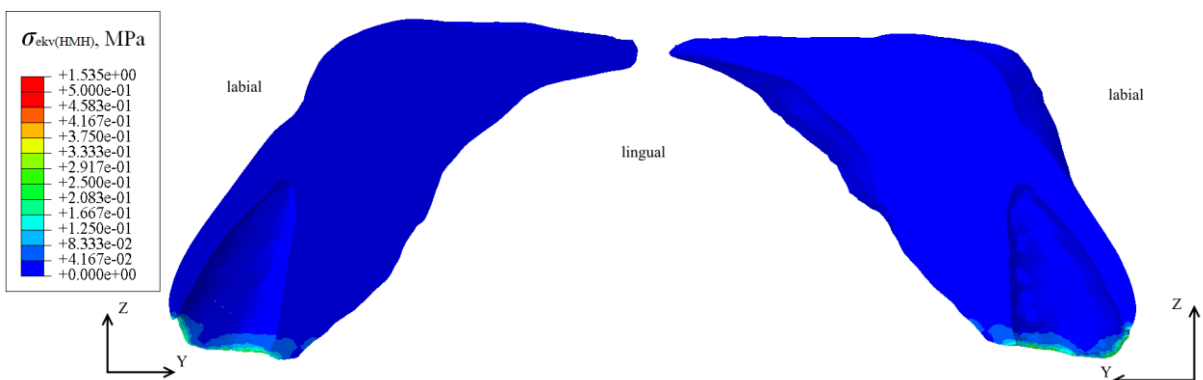
Za svako hvatište sile promatrala se raspodjela napreznja po kosti za pojedini omjer ortodontskog momenta i sile. Prikazani su presjeci kosti, dobiveni njenim presijecanjem YZ ravninom, kako bi se vidjela raspodjela napreznja unutar šupljine kosti, gdje se nalaze zub i PDL koji se gibaju uslijed opterećenja. Na slikama je vidljivo kako su vrijednosti maksimalnih napreznja za sva tri hvatišta sile kod modela s ortotropnim svojstvima alveolne kosti veća nego kod izotropnog modela.

3.2.1 Izotropni 3D model

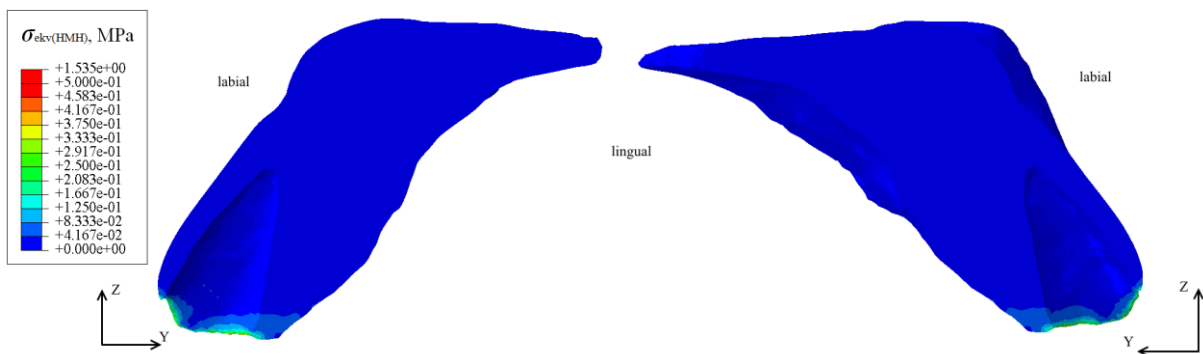
U slučaju prvog hvatišta sile (udaljenost od vrha krune zuba je 4,08 mm), najveća napreznja javljaju se po rubu alveolne kosti, i to na strani koja gleda prema unutrašnjosti usne šupljine, prema nepcu i jeziku (lingual). Vrijednost maksimalnih napreznja iznosi 1,535 MPa, njihovo područje pojavljivanja je proporcionalno povećanju omjera M/F , a počinju se javljati u slučaju kada je $M/F=5$. Slike 3.7, 3.8, 3.9, 3.10 i 3.11 prikazuju raspodjelu napreznja za ovaj slučaj opterećenja.



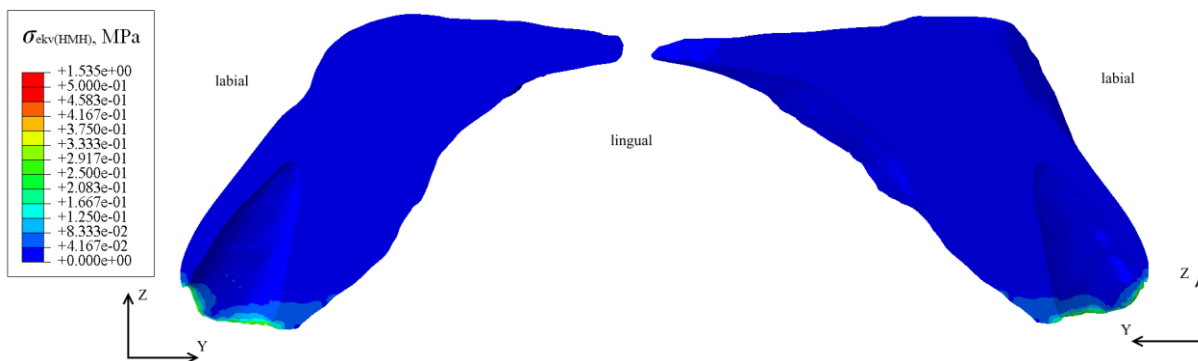
Slika 3.7 Raspodjela napreznanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=1$



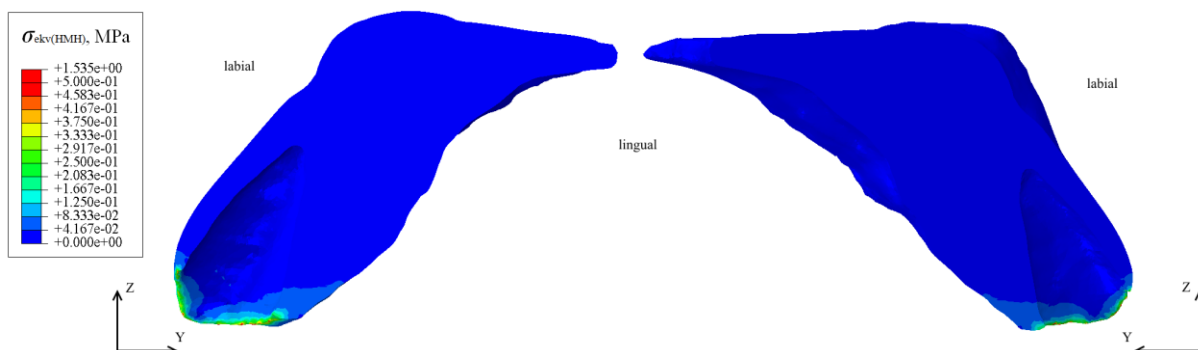
Slika 3.8 Raspodjela napreznanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=3$



Slika 3.9 Raspodjela napreznanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=5$

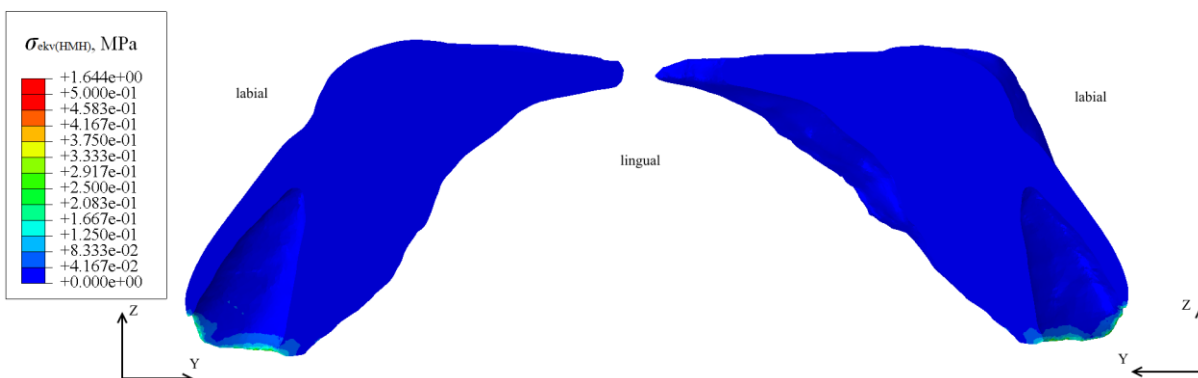


Slika 3.10 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=6$

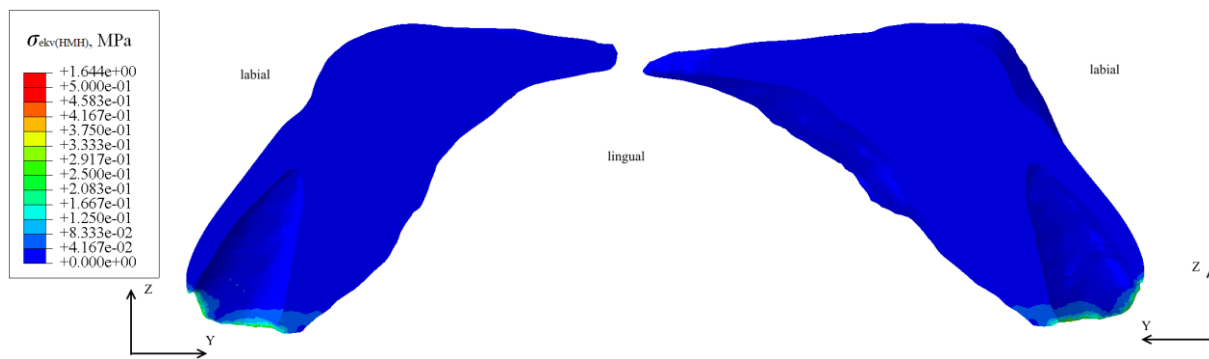


Slika 3.11 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=7$

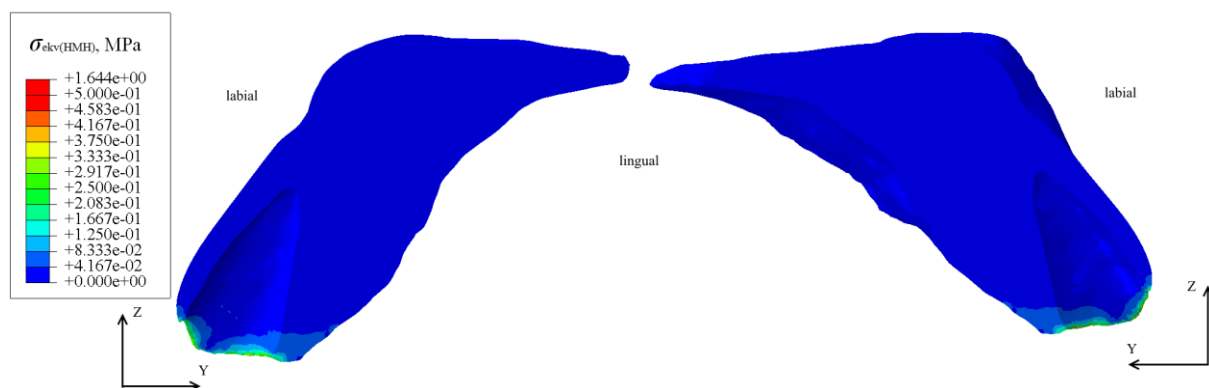
Slike 3.12, 3.13, 3.14, 3.15 i 3.16 prikazuju raspodjelu naprezanja kada je hvatište sile udaljeno 3,00 mm od vrha krune zuba. Maksimalna vrijednost naprezanja u ovom slučaju iznosi 1,644 MPa. Naprezanja tih iznosa počinju se javljati kod omjera $M/F=3$ na veoma malom području, a područje se povećava s povećavanjem omjera ortodontskog momenta i sile. Također se naprezanja velikih vrijednosti vide po rubu, na strani kosti koja gleda prema unutrašnjosti usne šupljine zbog gibanja zuba u tom smjeru i velikog opterećenja na taj dio kosti.



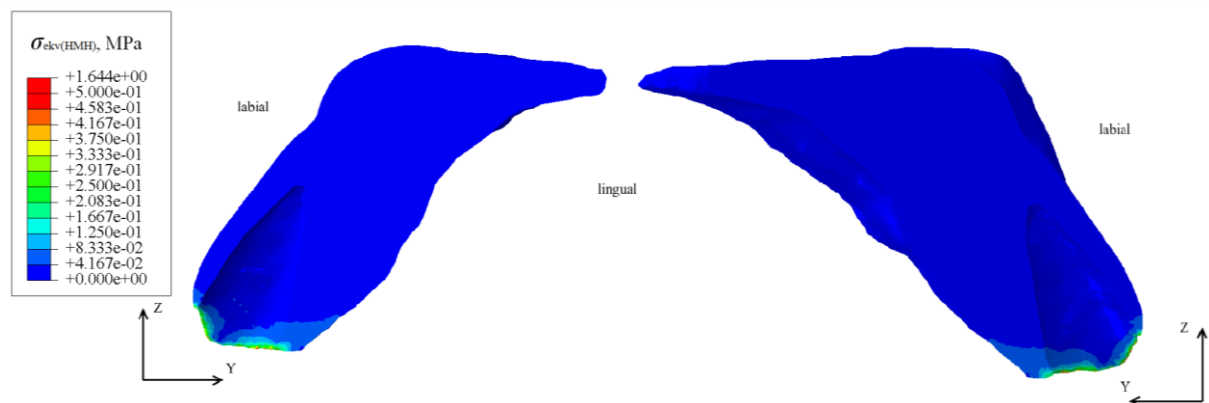
Slika 3.12 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=1$



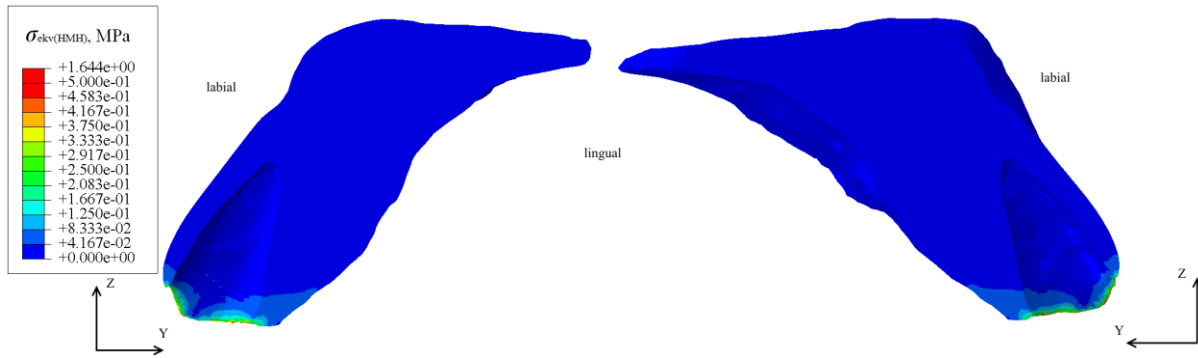
Slika 3.13 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=3$



Slika 3.14 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=5$

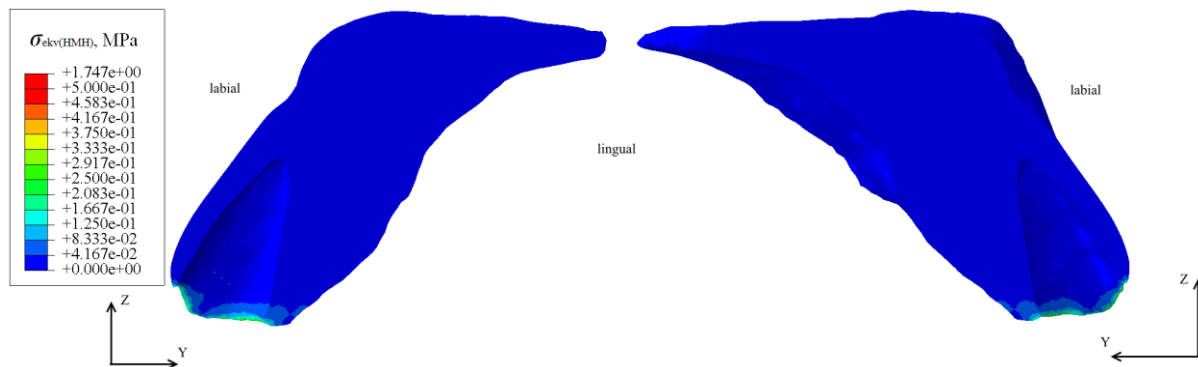


Slika 3.15 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=6$

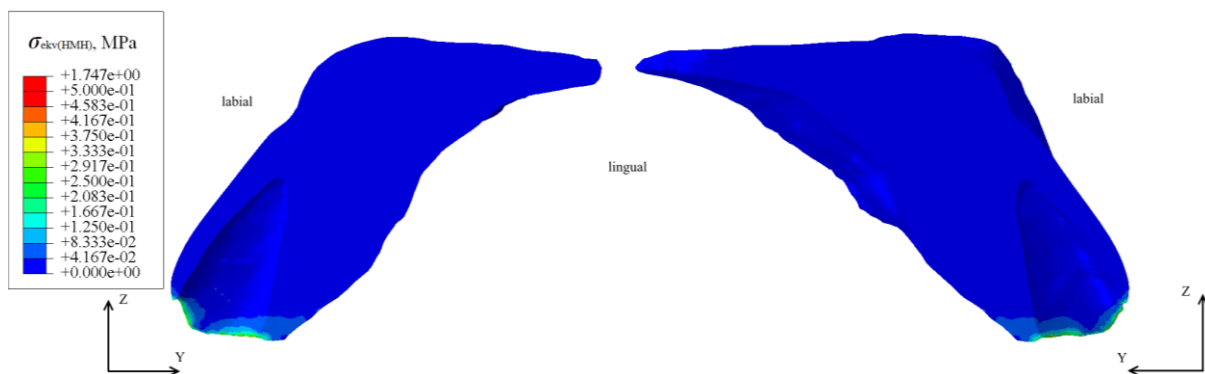


Slika 3.16 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=7$

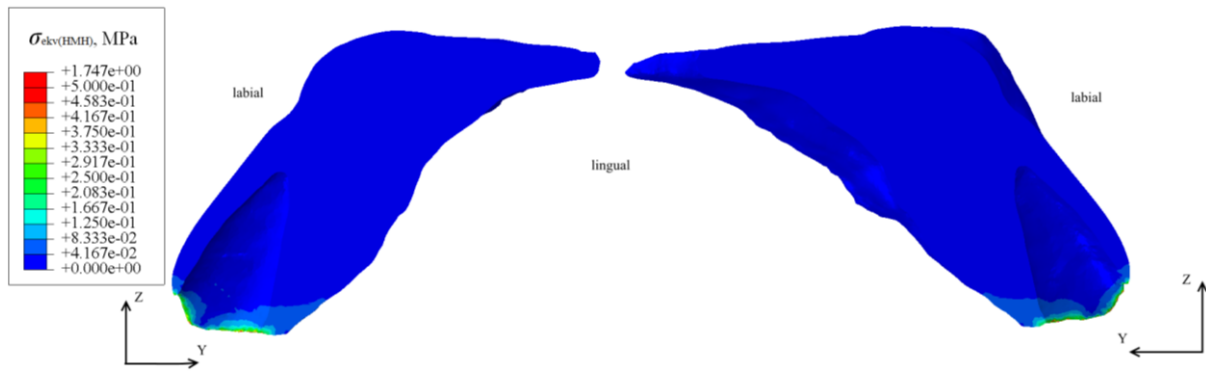
U trećem slučaju vrijednosti najvećih naprezanja iznose 1,747 MPa. Također se područje njihovog pojavljivanja povećava s povećanjem omjera ortodontskog omjera, a javljaju se već za prvi omjer, $M/F=1$, na vrlo malom području. Slike 3.17, 3.18, 3.19, 3.20 i 3.21 prikazuju područja minimalnih i maksimalnih naprezanja kada je hvatište sile udaljeno 2,12 mm od vrha krune zuba.



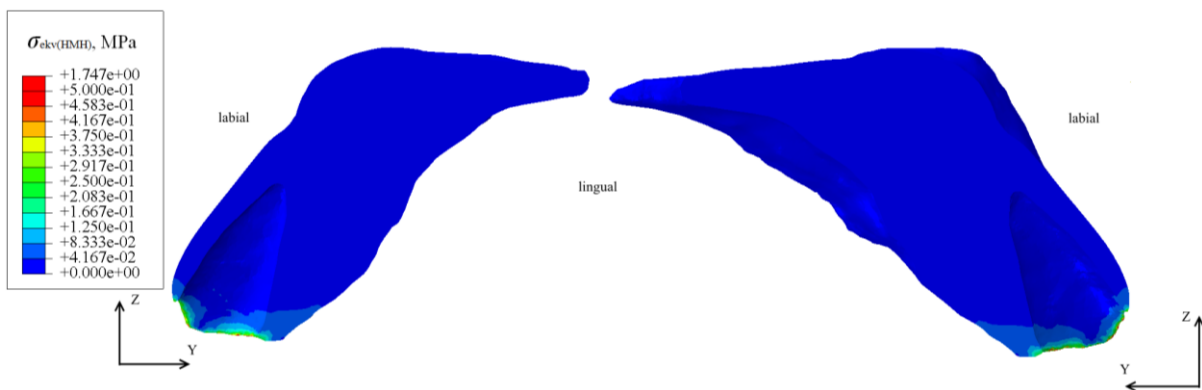
Slika 3.17 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=1$



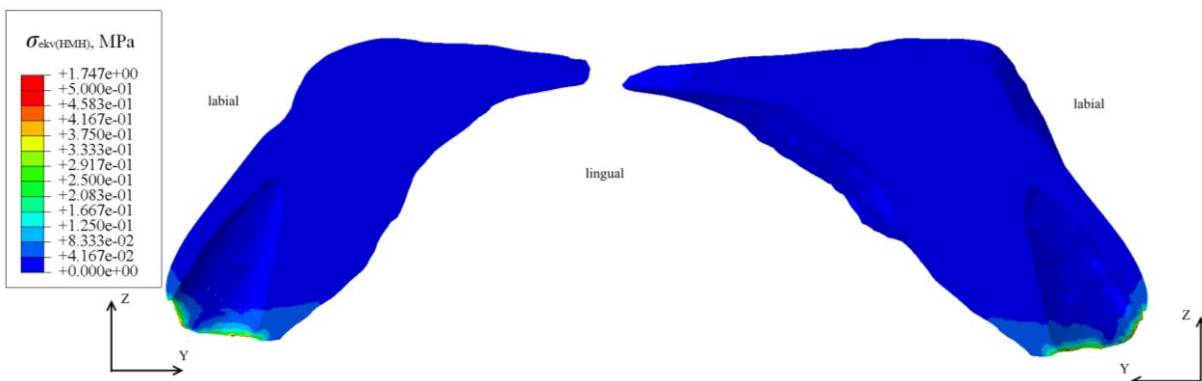
Slika 3.18 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=3$



Slika 3.19 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=5$



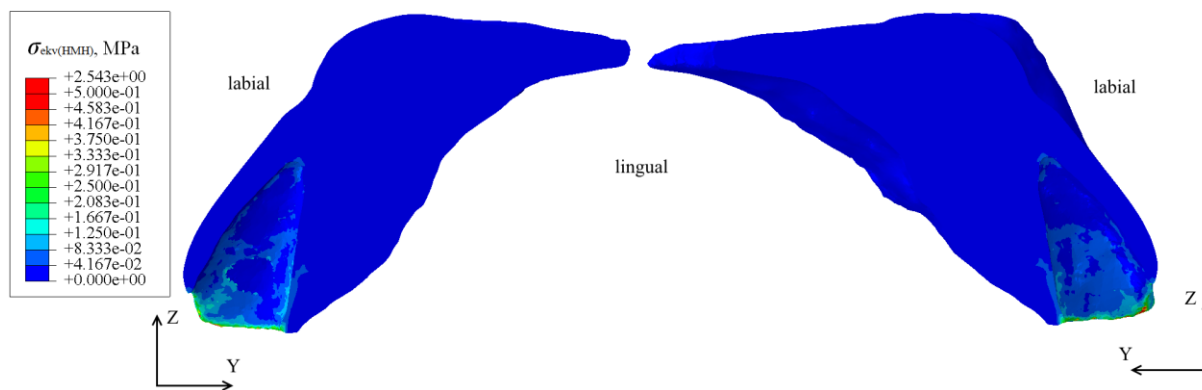
Slika 3.20 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=6$



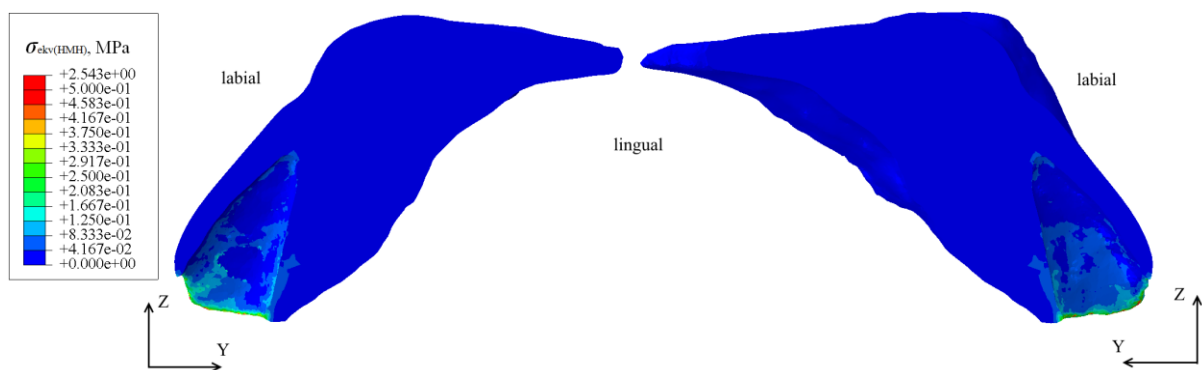
Slika 3.21 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=7$

3.2.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti

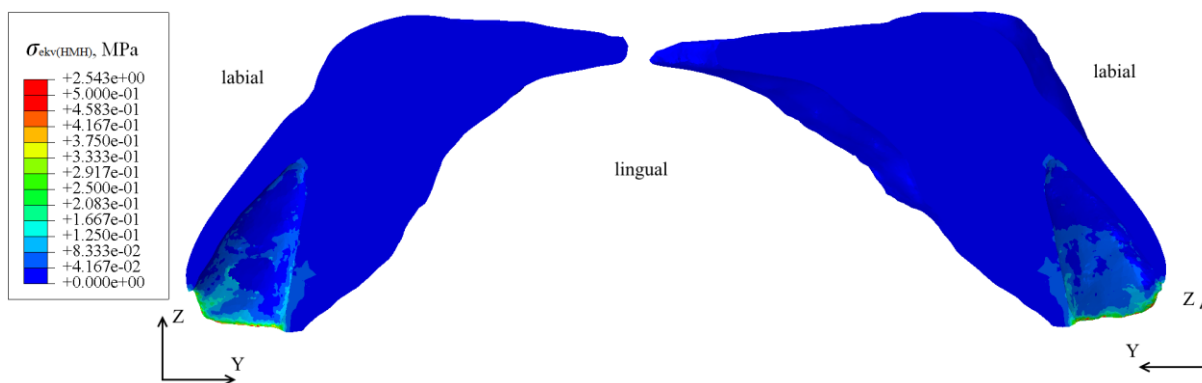
Kod modela s ortotropnim svojstvima kosti u šupljini, u kojoj se nalaze PDL i zub, javljaju se područja s većim vrijednostima naprezanja nego što je to bio slučaj kod izotropnog modela gdje su se na tom dijelu nalazila područja s minimalnim vrijednostima. Uz sam rub alveolne kosti su maksimalna naprezanja koja imaju vrijednost 2,543 MPa i na slikama 3.22, 3.23, 3.24, 3.25 i 3.26 može se vidjeti da se ona javljaju već kod omjera $M/F=1$. Veće vrijednosti naprezanja javljaju se na strani kosti koja gleda prema usnoj šupljini (lingual).



Slika 3.22 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=1$



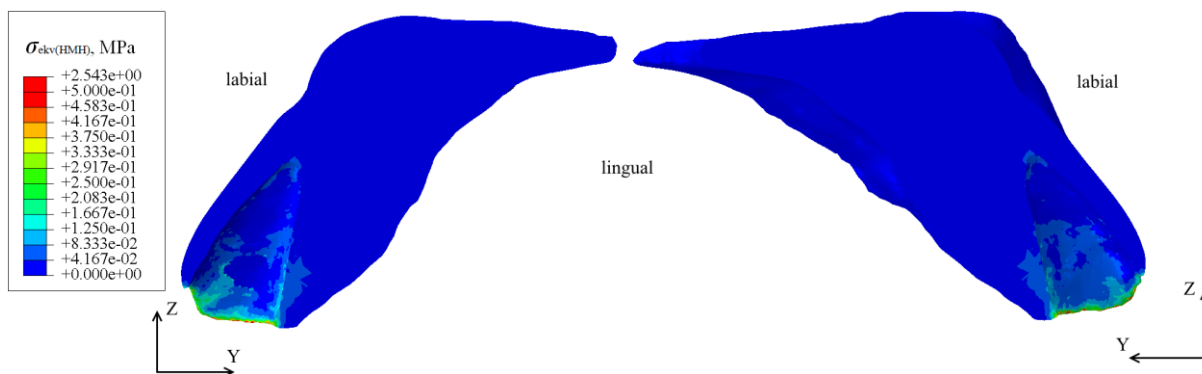
Slika 3.23 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=3$



Slika 3.24 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=5$

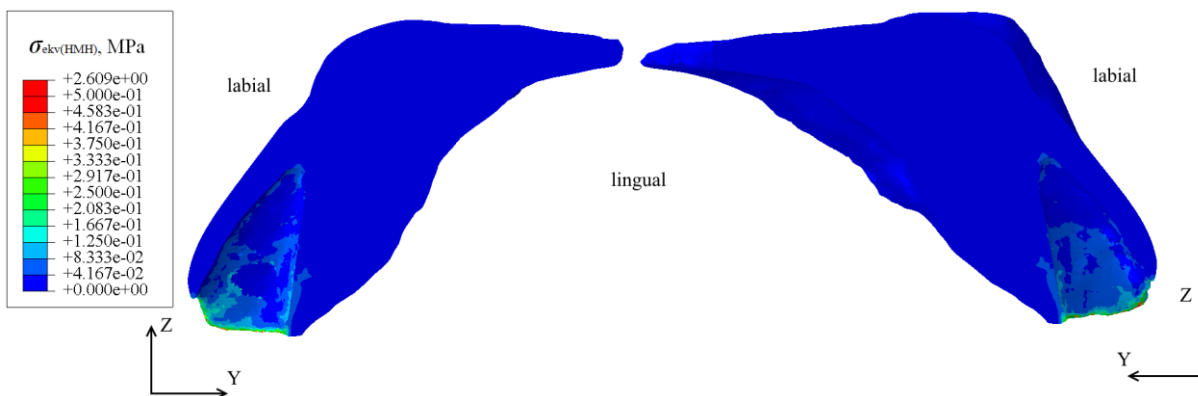


Slika 3.25 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=6$

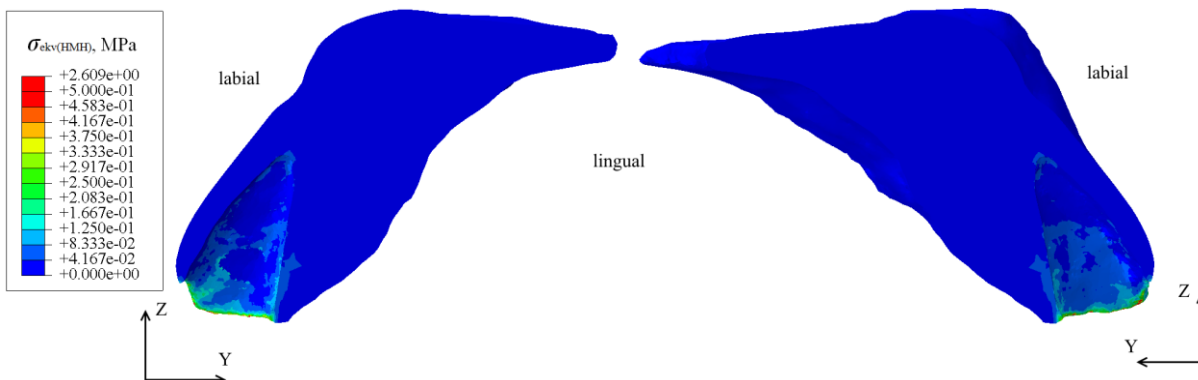


Slika 3.26 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za prvo hvatište sile, $M/F=7$

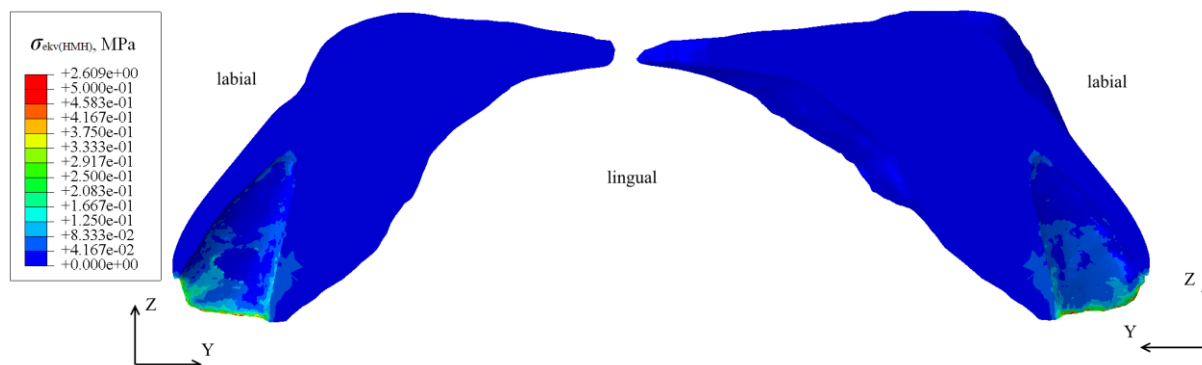
Kada je hvatište sile udaljeno 3,00 mm od vrha krune zuba, vrijednost maksimalnog naprezanja iznosi 2,609 MPa i javlja se uz sam rub alveolne kosti. Na slikama 3.27, 3.28, 3.29, 3.30 i 3.31 može se vidjeti kako se u šupljini kosti nalaze područja s većim vrijednostima naprezanja i to na strani kosti koja gleda prema usnoj šupljini (lingual). Povećanjem omjera M/F povećavaju se i vrijednosti naprezanja te područja na kojima se ona javljaju.



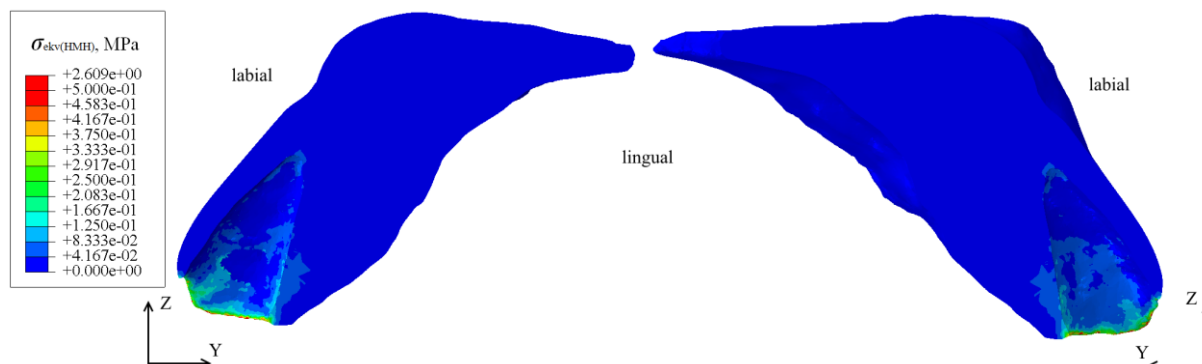
Slika 3.27 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=1$



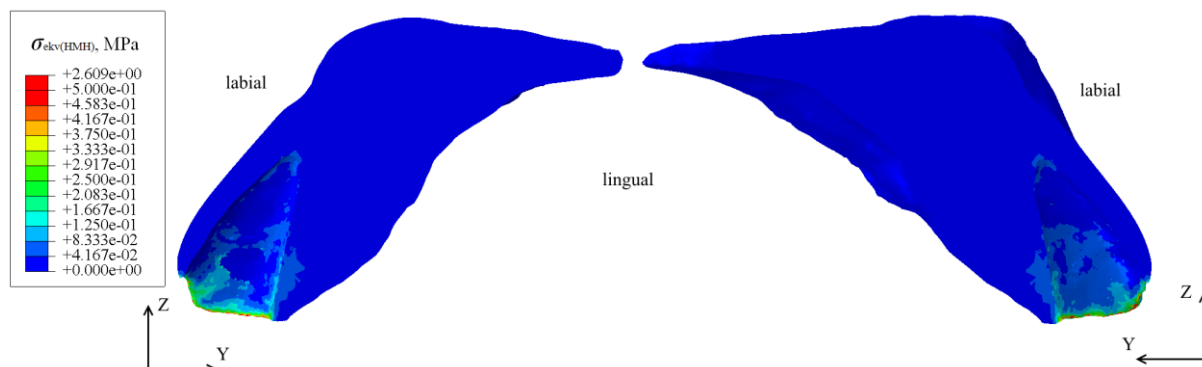
Slika 3.28 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=3$



Slika 3.29 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=5$

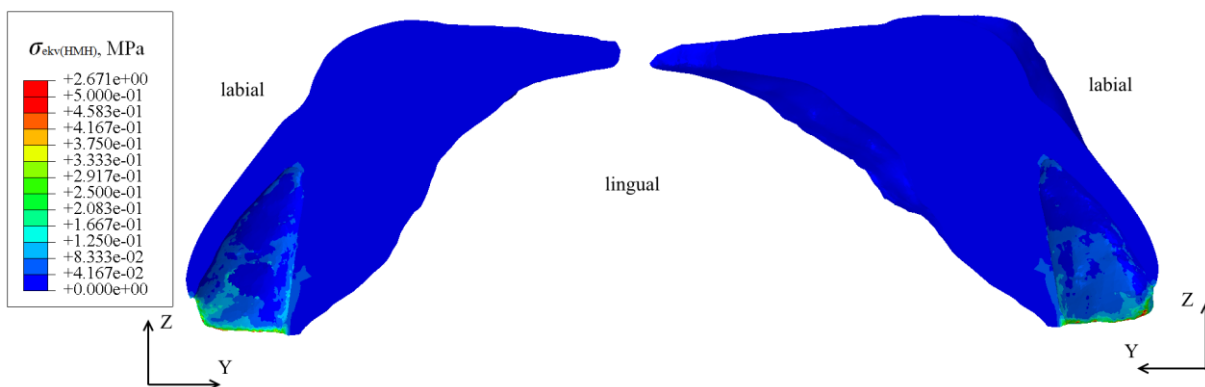


Slika 3.30 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=6$

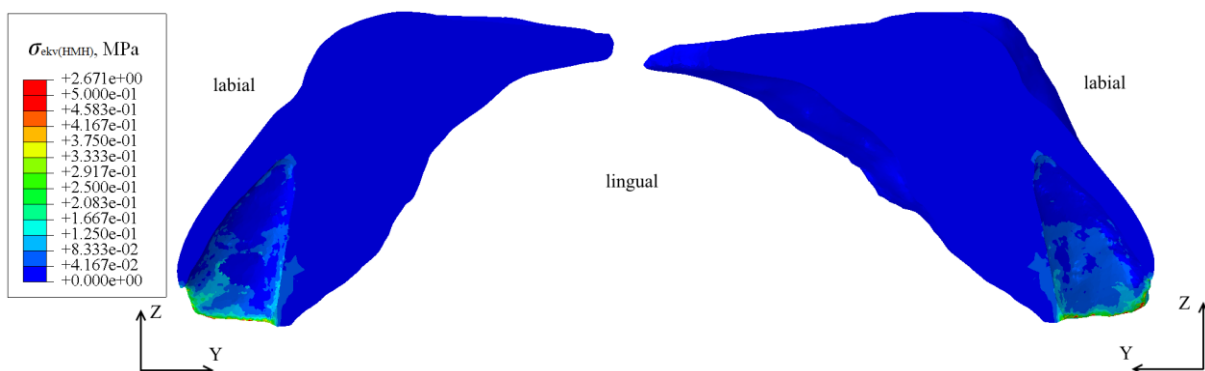


Slika 3.31 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za drugo hvatište sile, $M/F=7$

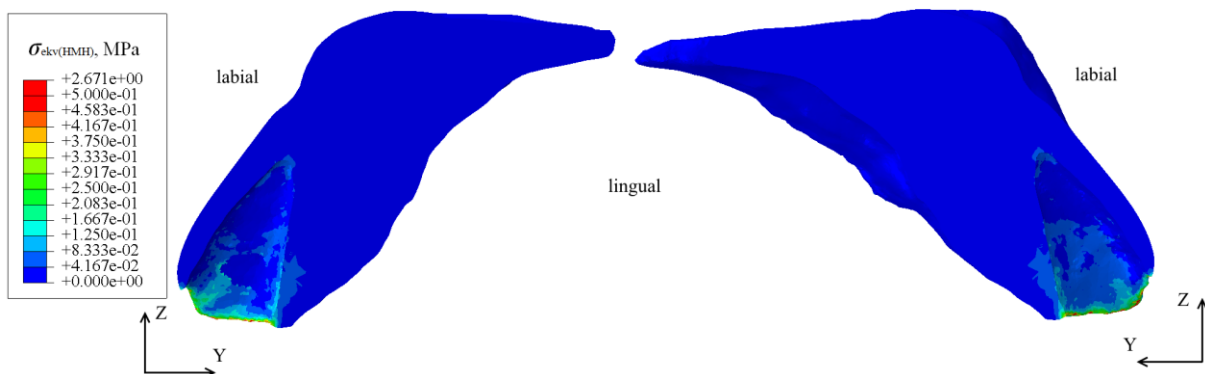
Slike 3.32, 3.33, 3.34, 3.35 i 3.36 prikazuju raspodjelu naprezanja po kosti za slučaj kada je udaljenost hvatišta sile od vrha krune zuba 2,12 mm. Maksimalna vrijednost naprezanja iznosi 2,671 MPa i područje njihovog pojavljivanja se povećava s povećanjem omjera ortodontskog momenta i sile. I u ovom slučaju se u šupljini kosti mogu vidjeti naprezanja s većim vrijednostima, pretežno na strani kosti koja gleda na usnu šupljinu.



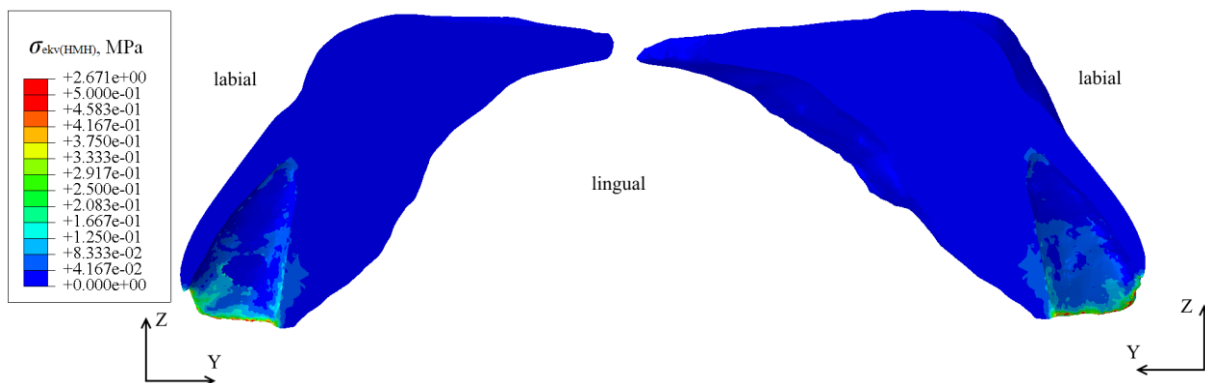
Slika 3.32 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=1$



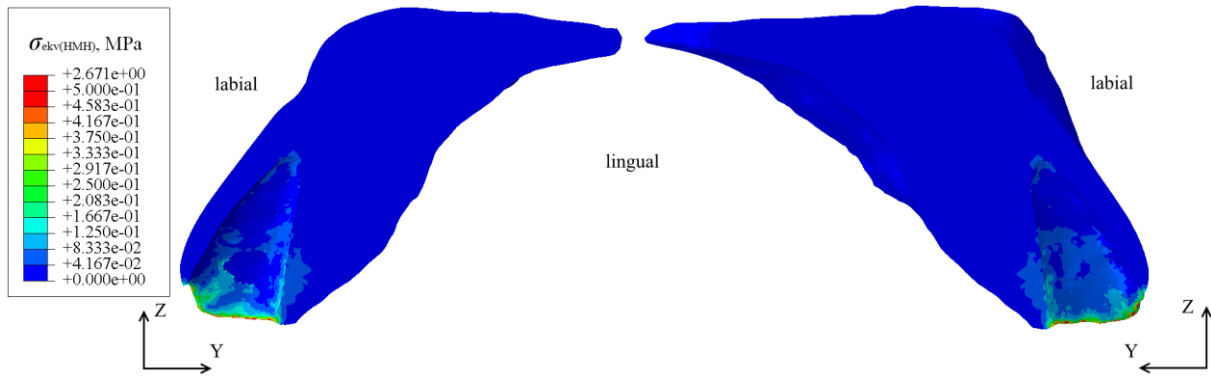
Slika 3.33 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=3$



Slika 3.34 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=5$



Slika 3.35 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=6$



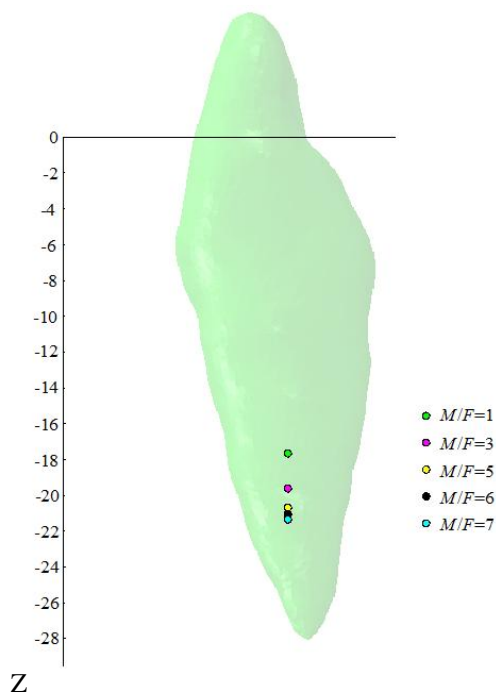
Slika 3.36 Raspodjela naprezanja po alveolnoj kosti za treće hvatište sile, $M/F=7$

3.3 Prikaz položaja središta rotacije po zubu

U poglavlju 2 u tablicama 7 i 8 navedene su X, Y i Z koordinate središta rotacije dobivene računski pomoću proračuna u podpoglavljju 2.3. U ovom dijelu prikazani su ti položaji na zubu i kako se mijenjaju s promjenom omjera ortodontskog momenta i sile za pojedino hvatište sile kod izotropnog 3D modela i kod modela s ortotropnim svojstvima alveolne kosti. Promatrala se promjena položaja središta rotacije po Z osi, a ishodište na skali označava položaj hvatišta sile na kruni zuba.

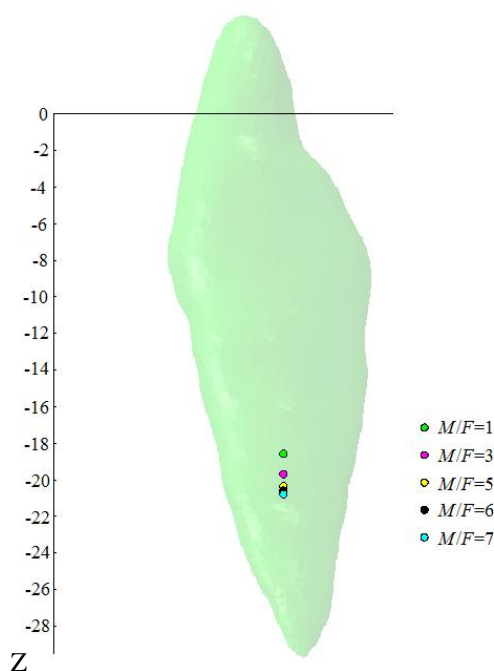
3.3.1 Izotropni 3D model

Slika 3.37 prikazuje slučaj prvog položaja hvatišta sile. Vidljivo je da se središte rotacije spušta prema vrhu korijena zuba kako se povećava omjer M/F . Vrijednost Z koordinate središta rotacije za $M/F=1$ iznosi -17,66 mm, Z koordinata središta rotacije za omjer $M/F=3$ iznosi -19,62 mm, Z koordinata za $M/F=5$ iznosi -20,68 mm, za omjer $M/F=6$ je -21,05 mm, dok je za $M/F=7$ Z koordinata središta rotacije jednaka -21,35 mm.



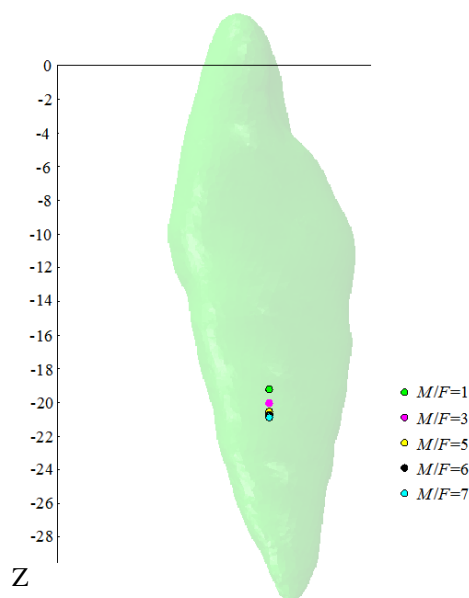
Slika 3.37 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za prvo hvatište sile

Za udaljenost hvatišta sile 3,00 mm od vrha krune zuba (slika 3.38), središta rotacije se primiču jedan prema drugom i razlike između njihovih Z koordinata se smanjuju za razliku od slučaja prvog hvatišta sile. Vrijednost Z koordinata središta rotacije kada je omjer $M/F=1$ iznosi -18,57 mm, Z koordinata za omjer $M/F=3$ je -19,70 mm, za omjer $M/F=5$ iznosi -20,36 mm, Z koordinata središta rotacije za $M/F=6$ iznosi -20,59 mm, dok za omjer $M/F=7$ Z je jednako -20,79 mm.



Slika 3.38 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za drugo hvatište sile

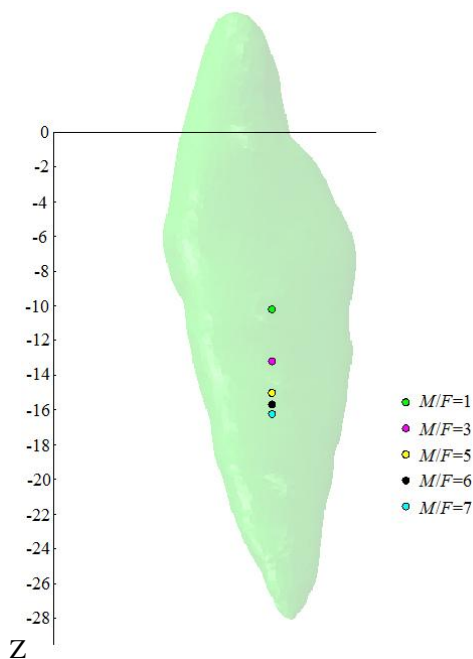
Slika 3.39 prikazuje promjenu položaja središta rotacije u ovisnosti o omjeru M/F za treći položaj hvatišta sile (2,12 mm udaljenost od vrha krune zuba). Z koordinata središta rotacije u ovom slučaju za $M/F=1$ iznosi -19,22 mm, za $M/F=3$ iznosi -20,04 mm, za omjer $M/F=5$ je -20,55 mm, za $M/F=6$ je vrijednost -20,73 mm, a za omjer $M/F=7$ iznosi -20,88 mm. Ovdje se vidi kako se položaji središta rotacije približavaju jedan drugome i udaljavaju se od vrha korijena zuba zbog male udaljenosti hvatišta sile od vrha krune zuba.



Slika 3.39 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za treće hvatište sile

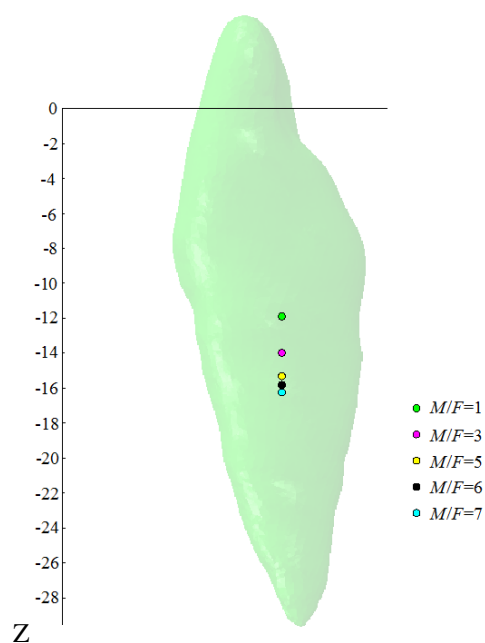
3.3.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti

Na slici 3.40 prikazani su položaji središta rotacije za različite omjere M/F za prvo hvatište sile. Kod modela s ortotropnim svojstvima alveolne kosti udaljenost središta rotacije od vrha korijena zuba je veća nego kod izotropnog modela za pojedine omjere ortodontskog momenta i sile. Za omjer $M/F=1$ Z koordinata središta rotacije iznosi -10,20 mm, za omjer $M/F=3$ vrijednost Z koordinate je -13,20 mm, za omjer $M/F=5$ Z koordinata iznosi -15,02 mm, za omjer $M/F=6$ ona iznosi -15,68 mm, a za omjer $M/F=7$ njena vrijednost je -16,23 mm.



Slika 3.40 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za prvo hvatište sile

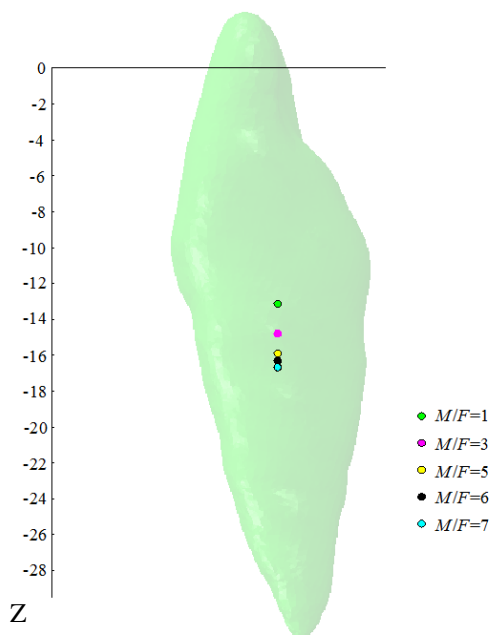
Kada je sila udaljena 3,00 mm od vrha krune zuba (slika 3.41), središta rotacije su i dalje bliže sredini zuba nego što je to slučaj kod izotropnog modela za isto hvatište sile. Kako se omjer ortodontskog momenta i sile povećava, tako se središta rotacije približavaju jedan drugome. Njegova Z koordinata za omjer $M/F=1$ iznosi -11,89 mm, za $M/F=3$ je -13,98 mm, za $M/F=5$ iznosi -15,32 mm, za $M/F=6$ iznosi -15,82 mm i za omjer $M/F=7$ je -16,24 mm.



Slika 3.41 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za drugo hvatište sile

Za treći položaj hvatišta sile i različite omjere ortodontskog momenta i sile, udaljenost između središta rotacije se još smanjila u odnosu na drugo hvatište sile (slika 3.42). Njegova

Z koordinata je za omjer $M/F=1$ jednaka -13,13 mm, za $M/F=3$ je -14,79 mm, za omjer $M/F=5$ iznosi -15,89 mm, za omjer $M/F=6$ iznosi -16,31 mm i za omjer $M/F=7$ je -16,67 mm.



Slika 3.42 Ovisnost položaja središta rotacije o omjeru M/F za treće hvatište sile

3.4 Krivulje pomaka odabranih čvorova na zubu

U ovom dijelu promatran je utjecaj omjera M/F na pomake čvorova po duljini zuba. Odabrano je 11 čvorova na vanjskoj strani zuba, od vrha krune do vrha korijena zuba i očitani su njihovi ukupni pomaci te pomak U2 što predstavlja pomak u smjeru osi Y. Na temelju očitanih podataka, nacrtani su dijagrami za sva tri položaja hvatišta sile. Mjesto gdje se sve krivulje sijeku predstavlja središte otpora koji se dobio pomoću pomaka čvorova po cijelom zubu za pojedino hvatište sile. Pored dijagrama se nalazi i zub kako bi se prikazao položaj odabranih čvorova. Budući da su čvorovi odabrani po vanjskoj strani zuba, a ne po njegovoj unutrašnjoj simetrali, i zbog svoje kompleksne geometrije, na dijagramima je vidljivo da u nekim čvorovima dolazi do većeg odstupanja vrijednosti ukupnog pomaka i pomaka U2.

Ishodište je postavljeno na vrh krune zuba, a udaljenost čvorova promatrala se po Z osi. Ukupna udaljenost između prvog i zadnjeg čvora zuba iznosi 17,65 mm.

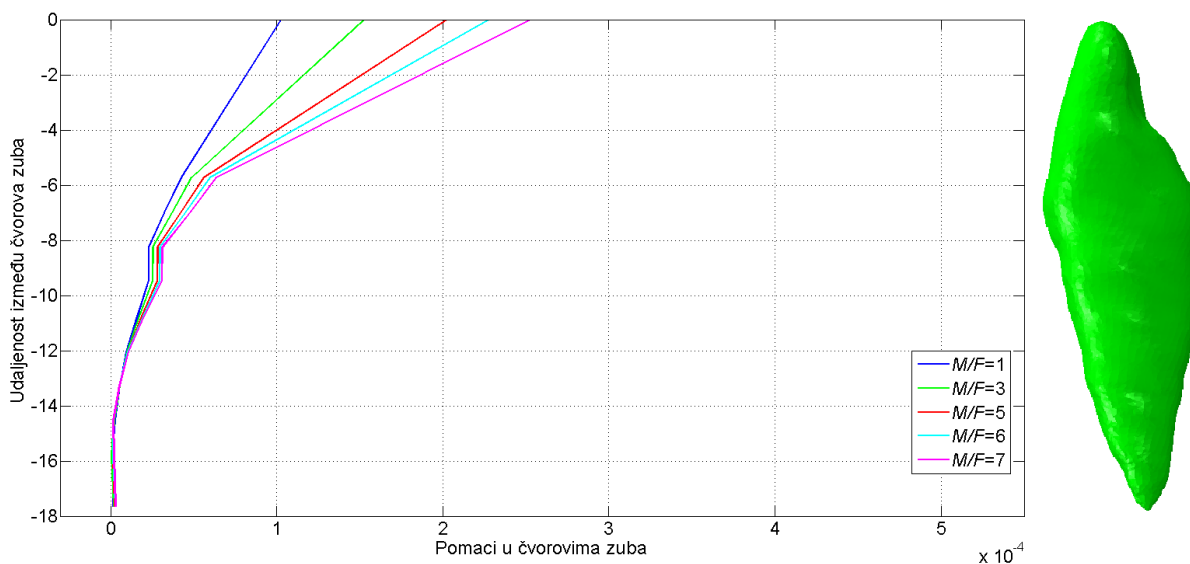
3.4.1 Izotropni 3D model

Za prvo hvatište sile krivulje pomaka odabranih čvorova prikazane su na sljedećim slikama. Slika 3.43 prikazuje krivulje ukupnog pomaka čvorova, a slika 3.44 prikazuje krivulje pomaka U2 čvorova. Vrijednosti ukupnog pomaka i pomaka U2 vrha krune i vrha korijena zuba za pojedine omjere M/F prikazane su u tablici 9. Može se vidjeti kako vrijednosti oba pomaka kod krune i korijena zuba rastu kako raste omjer ortodontskog momenta i sile.

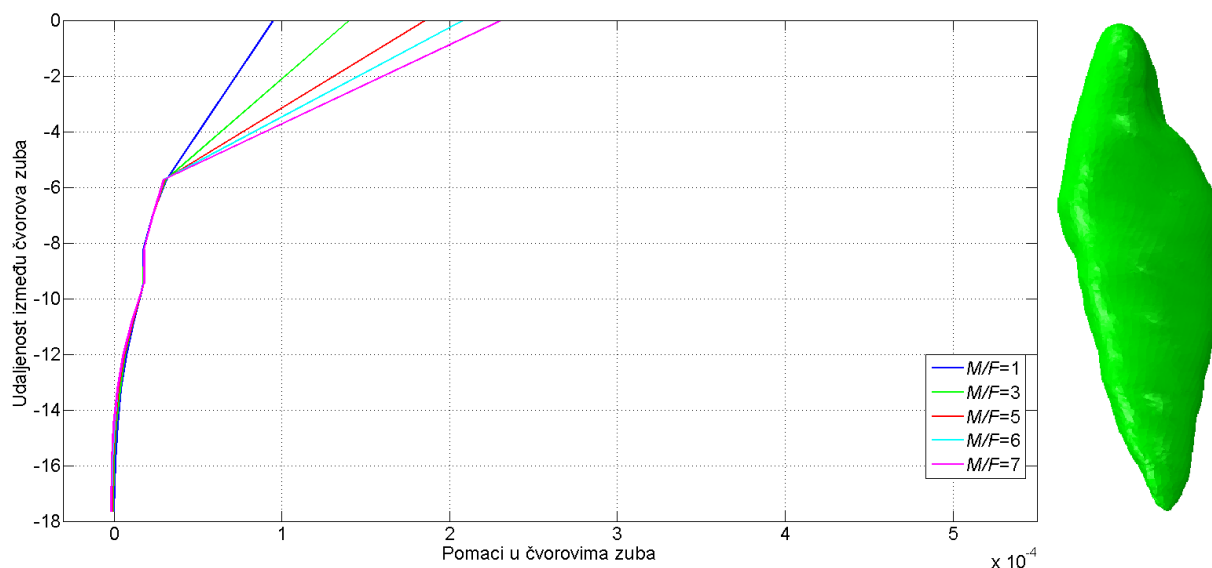
Tablica 9 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za prvo hvatište sile

	Vrh krune zuba		Vrh korijena zuba	
	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm
$M/F=1$	1025	946	15	-3
$M/F=3$	1524	1400	19	-8
$M/F=5$	2024	1853	23	-13
$M/F=6$	2273	2080	26	-15
$M/F=7$	2523	2306	28	-18

Na slici 3.43 vidljivo je da je središte otpora udaljeno oko 13 mm od vrha krune zuba, a iznos ukupnog pomaka je oko $7 \cdot 10^{-6}$ mm. Slika 3.44 prikazuje da je, ako se promatraju pomaci U2, udaljenost središta otpora od vrha krune zuba oko 9,5 mm, a pomak U2 u toj točki je oko $25 \cdot 10^{-6}$ mm.



Slika 3.43 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile



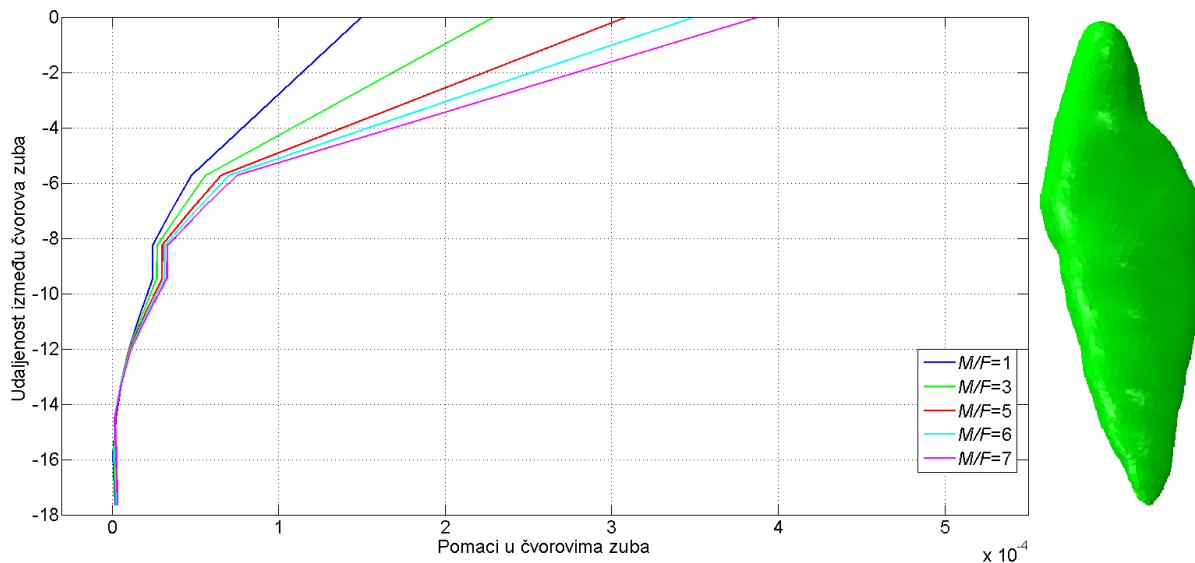
Slika 3.44 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile

Slike 3.45 i 3.46 prikazuju krivulje ukupnog pomaka i krivulje pomaka U2 za slučaj kada je hvatište sile udaljeno 3,00 mm od vrha krune zuba. Ukupni pomak i pomaci U2 krajnjih točaka na zubu prikazani su u tablici 10. Vrijednosti ovih pomaka za krunu i korijen nešto su većih vrijednosti nego što je to slučaj kod prvog hvatišta sile i rastu s porastom omjera M/F .

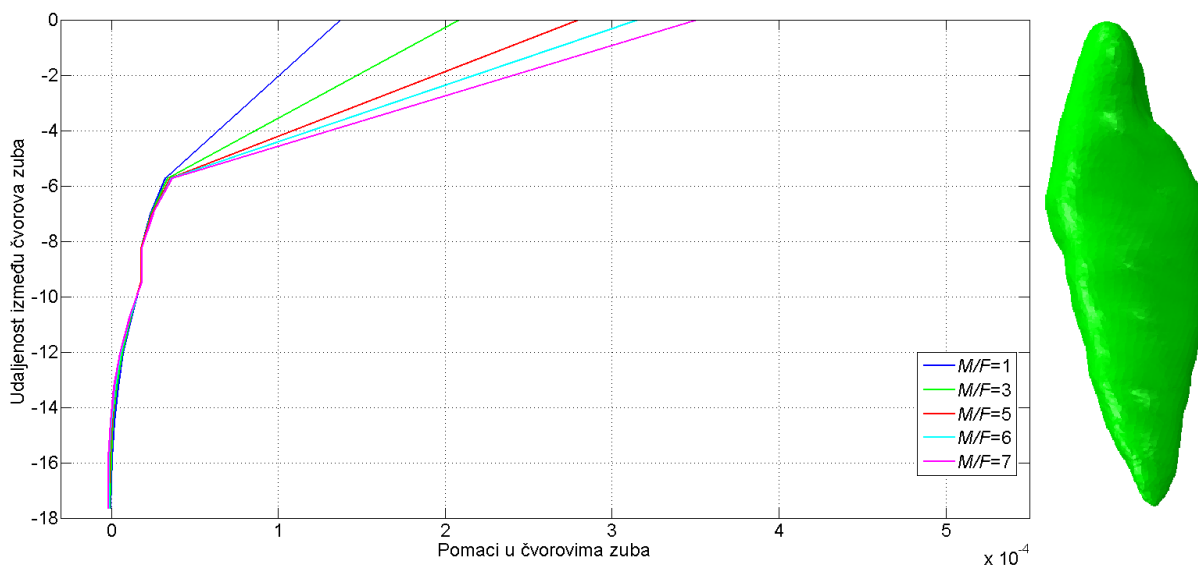
Tablica 10 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za drugo hvatište sile

	Vrh krune zuba		Vrh korijena zuba	
	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm
$M/F=1$	1500	1372	17	-6
$M/F=3$	2290	2085	21	-11
$M/F=5$	3085	2800	26	-16
$M/F=6$	3492	3154	29	-18
$M/F=7$	3880	3510	31	-21

Na slici 3.45 se vidi kako se sjecište krivulja spustilo i sada Z koordinata središta otpora iznosi oko -13,5 mm, a iznos ukupnog pomaka je oko $5 \cdot 10^{-6}$ mm. Slika 3.46 prikazuje krivulje pomaka U2 za drugo hvatište sile i vidi se kako je njihovo sjecište na udaljenosti od oko 9,8 mm od vrha krune zuba, a pomak U2 u toj točki je oko $2 \cdot 10^{-5}$ mm.



Slika 3.45 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile



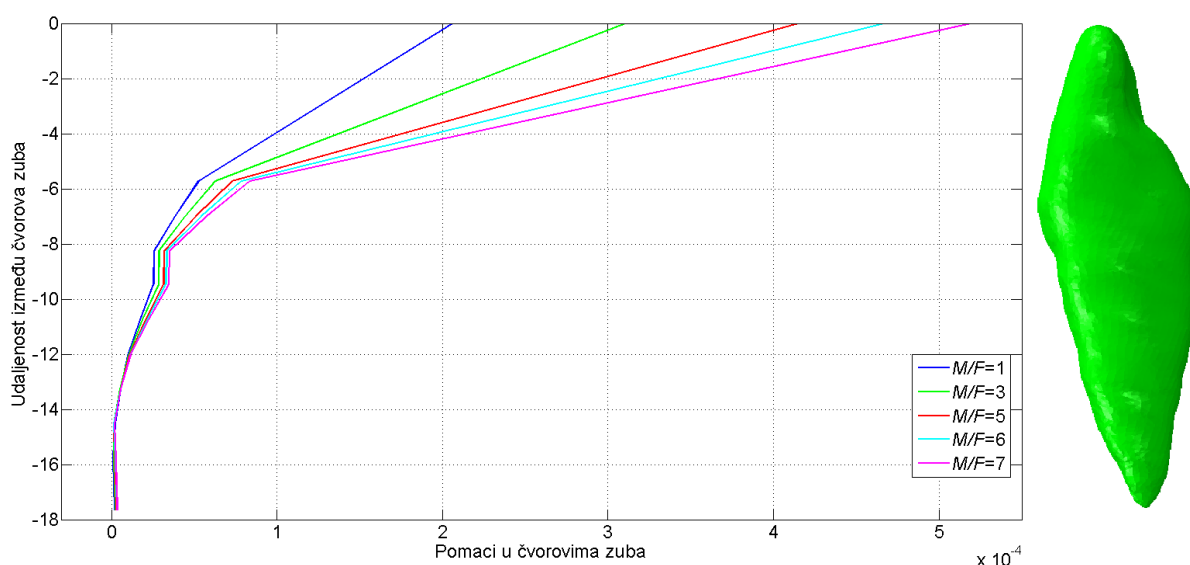
Slika 3.46 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile

Ponašanje krivulja promatralo se i za treće hvatište sile i prikazuju ga slike 3.47 i 3.48. Ukupni pomaci i pomaci U2 vrha krune i vrha korijena zuba prikazani su u tablici 11. Vrijednosti pomaka čvorova su se povećale za sve omjere M/F u odnosu na iste pomake i iste omjere kod prethodnih hvatišta sile. Maksimalna vrijednost oba pomaka na kruni i korijenu zuba je kod omjera $M/F=7$.

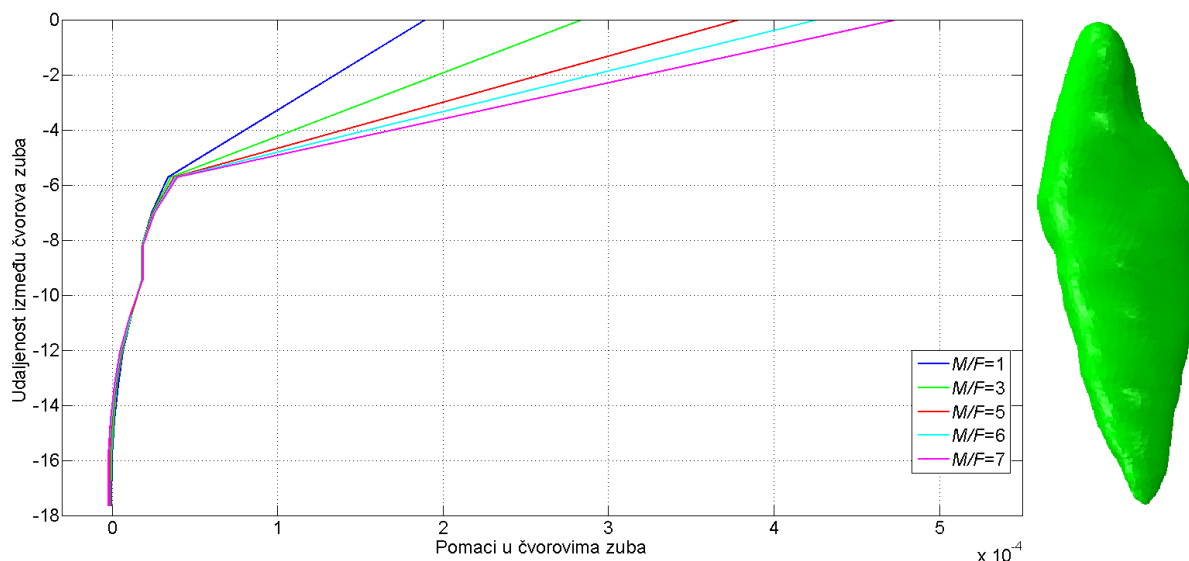
Tablica 11 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za treće hvatište sile

	Vrh krune zuba		Vrh korijena zuba	
	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm
$M/F=1$	2060	1889	19	-8
$M/F=3$	3104	2839	24	-13
$M/F=5$	4148	3788	29	-18
$M/F=6$	4670	4263	31	-21
$M/F=7$	5192	4738	34	-23

Na slici 3.47 vidi se da je sjecište krivulja ukupnog pomaka za različite omjere M/F na udaljenosti od 14 mm, a iznos ukupnog pomaka u toj točki je otprilike $6 \cdot 10^{-6}$ mm. Slika 3.48 prikazuje sjecište koje se nalazi na udaljenosti od oko 10 mm od vrha krune zuba, a pomak U2 u toj točki je oko $2 \cdot 10^{-5}$ mm.



Slika 3.47 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile



Slika 3.48 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile

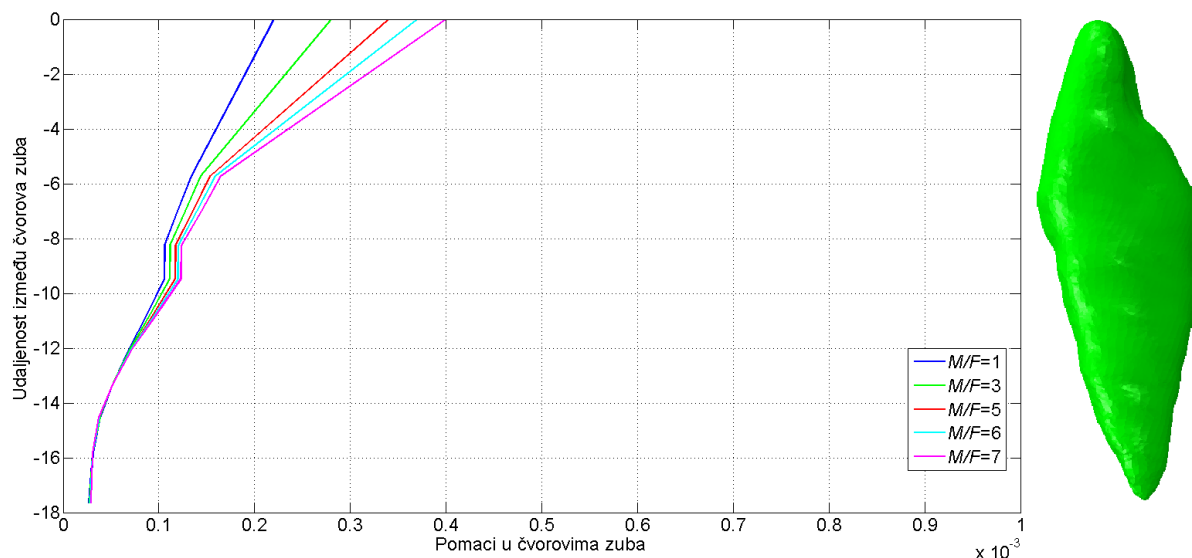
3.4.2 3D model s ortotropnim svojstvima alveolne kosti

Na slikama 3.49 i 3.50 prikazane su krivulje ukupnog pomaka i pomaka U2 čvorova za prvo hvatište sile (4,08 mm) za model kojem su zadana ortotropna materijalna svojstva kosti. Kod slučaja ortotropnih svojstava kosti vrijednosti oba pomaka su veće, za razliku od izotropnog modela. Vrijednosti tih pomaka za čvor na vrhu krune zuba i čvor na vrhu korijena zuba prikazane su u tablici 12. Ovdje se vrijednosti pomaka povećavaju s povećanjem omjera M/F , osim pomaka U2 vrha korijena zuba koji se smanjuje i nema više negativnu vrijednost kao kod izotropnog modela.

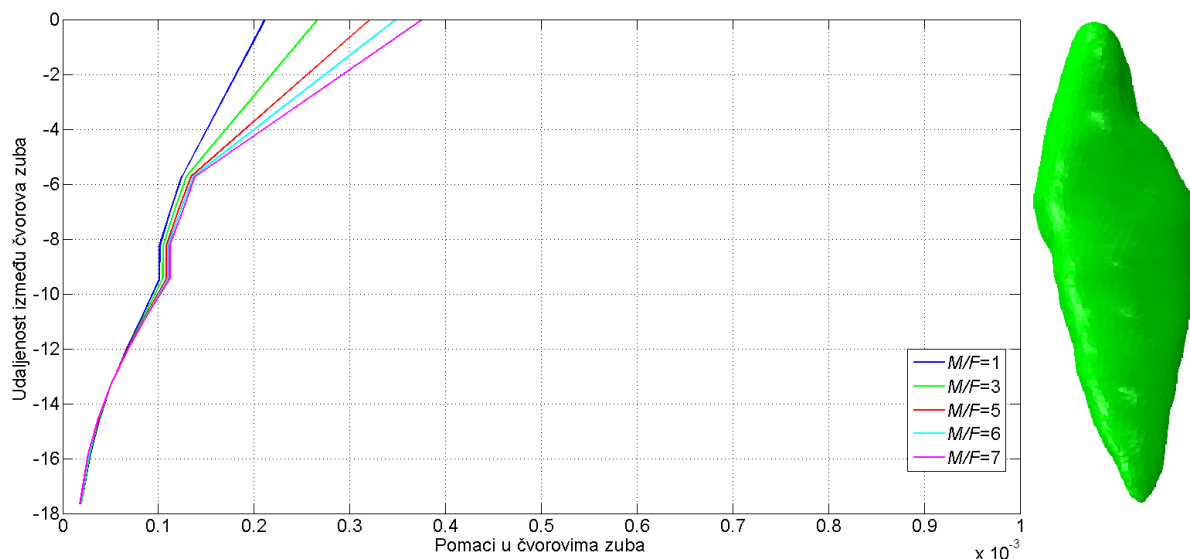
Tablica 12 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za prvo hvatište sile

	Vrh krune zuba		Vrh korijena zuba	
	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm
$M/F=1$	2200	2111	270	190
$M/F=3$	2797	2658	276	187
$M/F=5$	3396	3204	281	183
$M/F=6$	3696	3478	284	182
$M/F=7$	3996	3751	287	180

Krivulja ukupnog pomaka odabranih čvorova po dužini zuba prikazana je na slici 3.49. Slika prikazuje kako se sjecište krivulja nalazi na udaljenosti oko 13,5 mm od vrha krune zuba, a iznos ukupnog pomaka u toj točki je oko $5 \cdot 10^{-5}$ mm. Krivulje pomaka U2 u čvorovima su prikazane na slici 3.50, kao i njihovo sjecište koje ima vrijednost Z koordinate oko -13,2 mm, s pomakom U2 u toj točki od oko $55 \cdot 10^{-6}$ mm.



Slika 3.49 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile



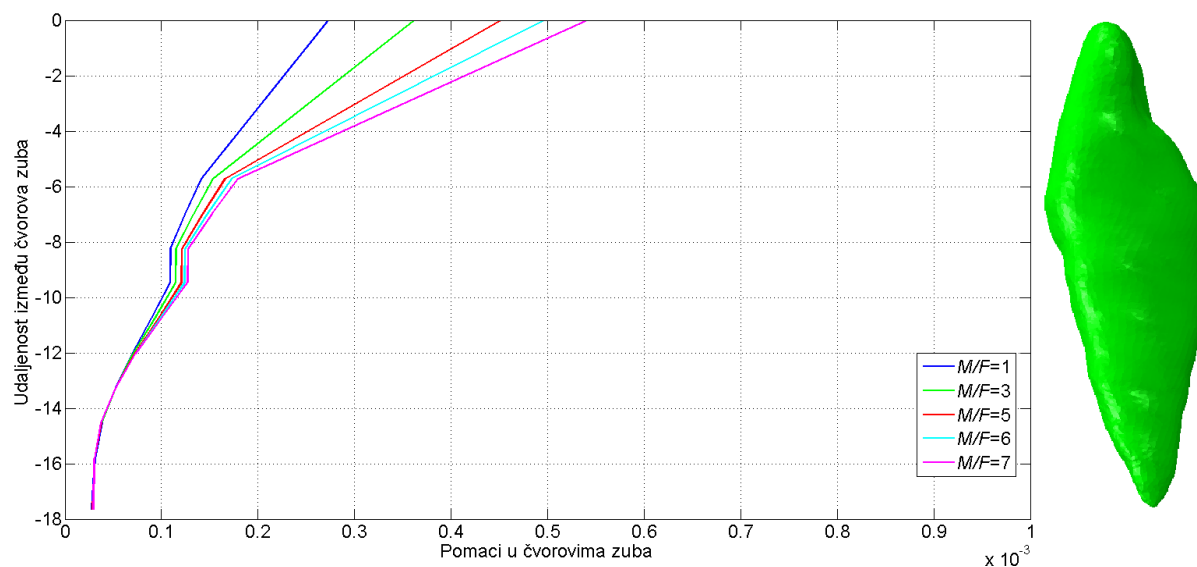
Slika 3.50 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za prvo hvatište sile

Za slučaj kada je hvatište sile udaljeno 3,00 mm od vrha krune zuba, krivulje ukupnog pomaka prikazane su na slici 3.51, a krivulje pomaka U2 prikazane su na slici 3.52. U tablici 13 prikazane su vrijednosti oba pomaka za čvor na vrhu krune i čvor na vrhu korijena zuba. Vrijednosti pomaka su veće nego za slučaj prvog hvatišta, i općenito su veće vrijednosti svih pomaka od vrijednosti kod izotropnog modela za isto hvatište i iste omjere M/F . S povećanjem omjera ortodontskog momenta i sile, povećavaju se i vrijednosti pomaka, osim kod pomaka U2 čvora na vrhu korijena zuba čija vrijednost opada.

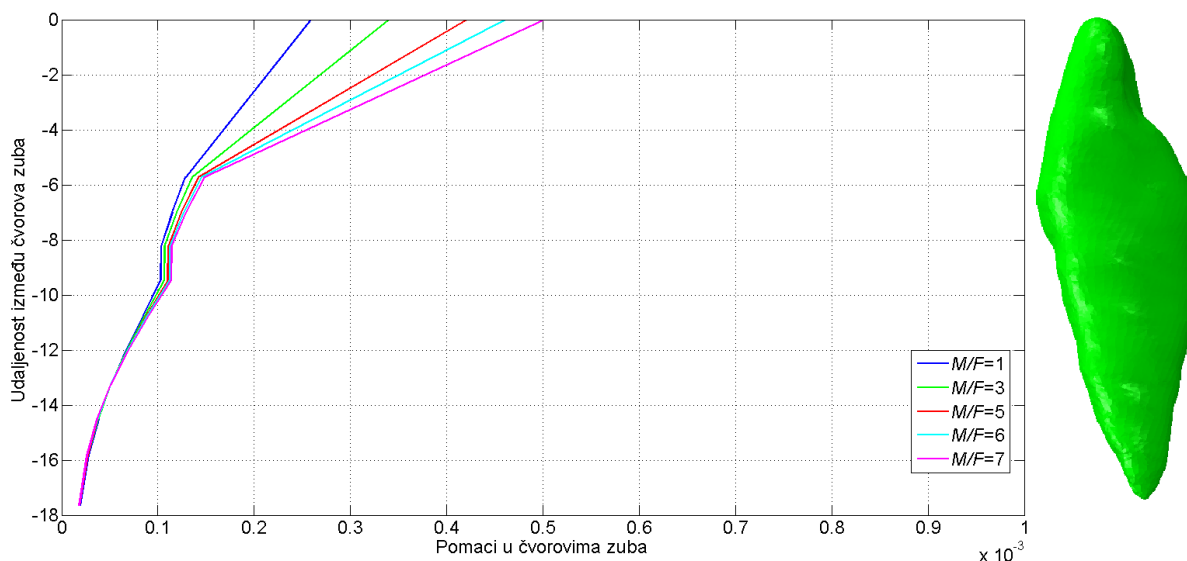
Tablica 13 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za drugo hvatište sile

	Vrh krune zuba		Vrh korijena zuba	
	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm
$M/F=1$	2723	2588	273	188
$M/F=3$	3615	3395	279	185
$M/F=5$	4510	4203	285	182
$M/F=6$	4958	4606	288	180
$M/F=7$	5406	5010	291	178

Sjecište krivulja ukupnog pomaka za drugo hvatište sile kod ortotropnih svojstava kosti može se vidjeti na slici 3.51. Njegova Z koordinata iznosi oko $-13,5$ mm, a iznos ukupnog pomaka u toj točki je oko $55 \cdot 10^{-6}$ mm. Slika 3.52 prikazuje sjecište krivulja pomaka U2 i njena Z koordinata iznosi također oko $-13,5$, a pomak U2 oko $6 \cdot 10^{-5}$ mm.



Slika 3.51 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile



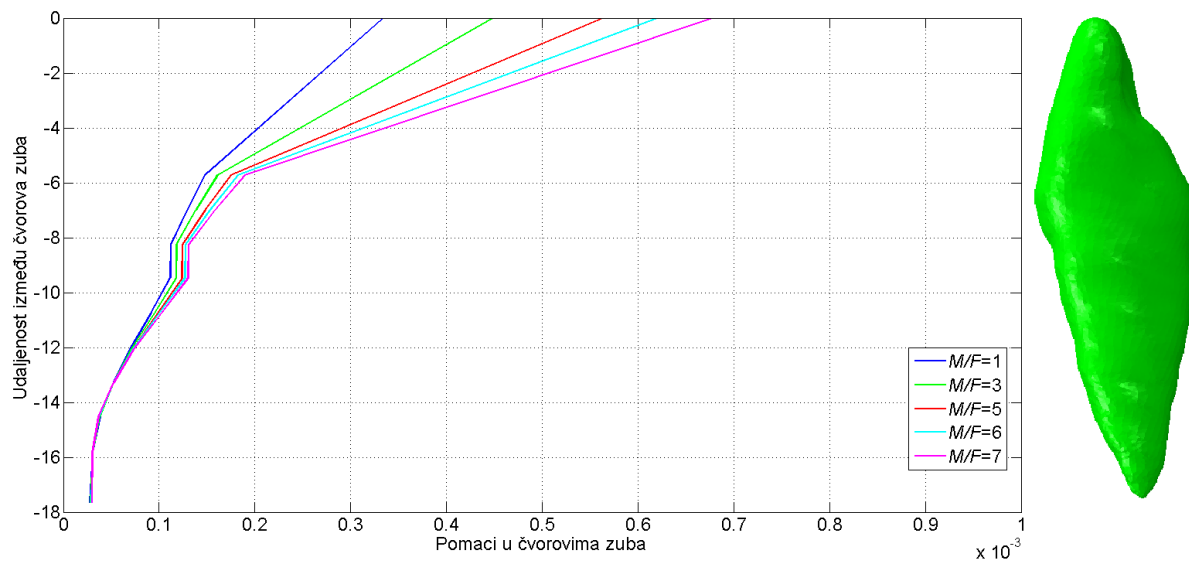
Slika 3.52 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za drugo hvatište sile

Krivulje pomaka čvorova po zubu za udaljenost hvatište sile 2,12 mm od vrha krunice zuba prikazuju slike 3.53 za ukupni pomak i slika 3.54 za pomak U2. U tablici 14 prikazane su vrijednosti pomaka za krajnje čvorove zuba koja imaju najveću vrijednost uspoređujući s ostalim hvatištima sila kod modela s ortotropnom alveolnom kosti i uspoređujući s izotropnim modelom za isto hvatište. Pomak U2 vrha korijena zuba ima pozitivnu vrijednost, ali vrijednosti opadaju kako raste omjer M/F . Vrijednosti ostalih pomaka rastu kako omjer M/F raste.

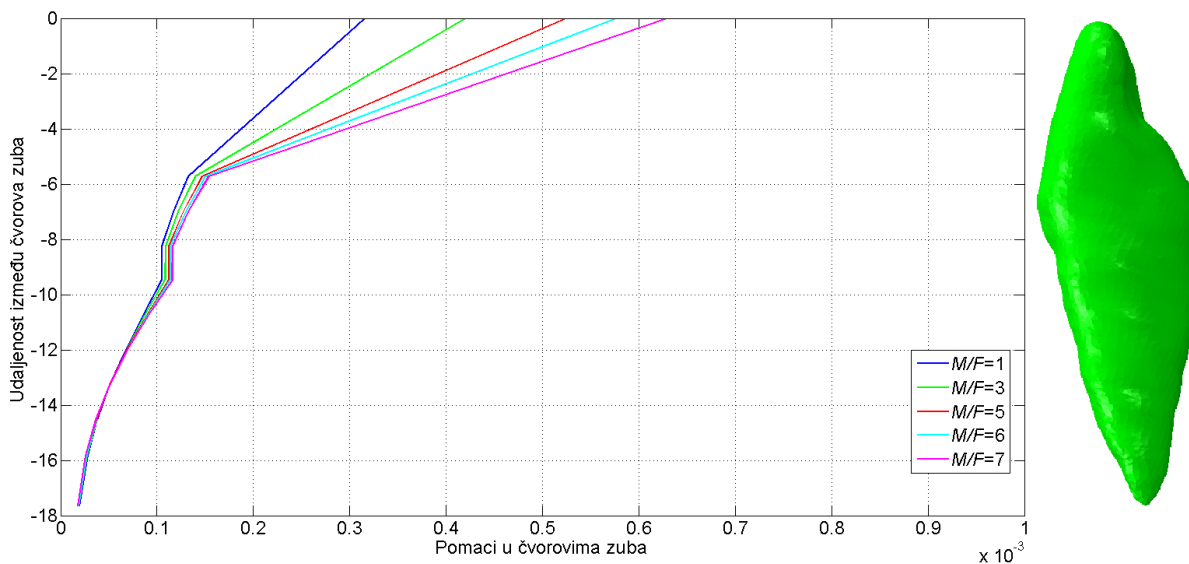
Tablica 14 Ukupni pomak i pomak U2 krajnjih čvorova zuba za treće hvatište sile

	Vrh krunice zuba		Vrh korijena zuba	
	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm	Ukupni pomak $\cdot 10^{-7}$, mm	Pomak U2 $\cdot 10^{-7}$, mm
$M/F=1$	3336	3152	276	187
$M/F=3$	4482	4197	282	183
$M/F=5$	5628	5242	288	180
$M/F=6$	6202	5765	291	178
$M/F=7$	6776	6288	295	177

Središte otpora koji predstavlja sjecište krivulja ukupnog pomaka za treće hvatište sile prikazan je na slici 3.53, njegova udaljenost od vrha krunice zuba je oko 13,7 mm, a pomak u tom sjecištu je oko $55 \cdot 10^{-6}$ mm. Slika 3.54 prikazuje položaj središta otpora dobiven presijecanjem krivulja pomaka U2. Njegova Z koordinata iznosi oko -13,5 mm, a pomak oko $6 \cdot 10^{-5}$ mm.



Slika 3.53 Krivulje ukupnog pomaka čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile



Slika 3.54 Krivulje pomaka U2 čvorova po dužini zuba za treće hvatište sile

4 ZAKLJUČAK

Ortodoncija je grana stomatologije koja dijagnosticira i liječi nepravilnosti u položaju zuba. Gubitak zuba može poremetiti neutralni položaj zubi, dok ortodontska terapija može dovesti do njihovog naginjanja, koje može biti kontrolirano i nekontrolirano, čiste translacije ili do rotacije. U ovom radu promatralo se kontrolirano naginjanje zuba.

Ortodontski aparati mogu biti fiksni i mobilni, a koriste se kako bi se osiguralo vraćanje zuba u neutralni položaj u dentalnom luku. Fiksni aparat se koristi za ispravljanje većeg broja zubi i za precizne ispravke, a sastoji se od bravica koje se lijepe na zub i povezuju metalnom žicom.

U ovom radu promatran je utjecaj omjera ortodontskog momenta i sile M/F na gibanje zuba. Njegovim prilagođavanjem, može se kontrolirati gibanje zuba. Analize su se provodile na izotropnom modelu i modelu s ortotropnim svojstvima alveolne kosti za tri različita položaja hvatišta ortodontske sile vrijednosti 1 N, a u istom hvatištu postavio se i moment kojem su se mijenjale vrijednosti (1 Nmm, 3 Nmm, 5 Nmm, 6 Nmm i 7 Nmm). Analizama za oba modela pokazano je da se pomaci svih čvorova na zubu povećavaju kako se povećava omjer M/F . Također, položaj hvatišta sile ima utjecaja na pomake pa se oni povećavaju kako se udaljenost hvatišta od vrha krune zuba smanjuje. Što se više smanjuje udaljenost hvatišta sile od vrha krune zuba, a povećava omjer ortodontskog momenta i sile, to će se položaj središta rotacije odmicati od korijena zuba i približavati sredini zuba, tj. približit će se središtu otpora.

Položaj bravice i vrijednost omjera ortodontskog momenta i sile također utječe na raspodjelu naprezanja u alveolnoj kosti i duljinskih deformacija parodontnog ligamenta. I naprezanja i duljinske deformacije kod oba modela se povećavaju kako se smanjuje udaljenost hvatišta sile od vrha krune, a povećava omjer M/F . Valja napomenuti kako su, uspoređivanjem izotropnog modela i modela s ortotropnim svojstvima alveolne kosti, vrijednosti svih pomaka, naprezanja u kosti i duljinskih deformacija PDL-a veće kod modela s ortotropnim svojstvima kosti, a središte rotacije kod ovog modela je udaljeniji od vrha korijena zuba nego kod izotropnog modela za isto hvatište sile i iste omjere M/F .

Rezultati su pokazali da male promjene u hvatištu ortodontske sile i momenta, kao i iznos momenta uvelike utječu na krajnji položaj zuba. Zbog toga, bitno je pretpostaviti smjer i način gibanja zuba na početku ortodontske terapije da bi se dobio željeni krajnji položaj.

5 LITERATURA

- [1]<http://www.respecta.co.rs/2010/08/08/kojim-redom-ide-nicanje-zuba/#.WO4e2rglGM8>, lipanj 2017.
- [2]<http://www.infodentis.com/tooth-anatomy/supporting-structure.php>, lipanj 2017.
- [3]Gnatologija@net, lipanj 2017.
- [4]Singh G.: *Textbook of Orthodontics*. Jaypee Brothers Medical Publishers, New Delhi, India, 2007.
- [5]Barta M.: *Određivanje centra rotacije zuba kod ortodontske terapije*. Završni rad, Zagreb, 2015.
- [6]<http://lt.newstyle-live.com/health/treatment/how-choose-braces.html>, lipanj 2017.
- [7]Melsen B.: Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist* 69(2):151–158, 1999.
- [8]Melsen B.: Tissue reaction to orthodontic tooth movement a new paradigm. *The European Journal of Orthodontics* 23(6):671–681, 2001.
- [9]Nanda R.: *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*. Saunders, Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 2005.
- [10]Field C., Ichim I., Swain M., Chan E, Ali Darendeliler M., Li W. i Li Q.: Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Sydney and Surry Hills, Australija i Dunedin, New Zeland, 2009.
- [11]<https://pocketdentistry.com/physical-principles/>, lipanj 2017.
- [12]<https://www.slideshare.net/indiandentalacademy/biomechanics-of-tooth-movement>, lipanj 2017.
- [13]Cattaneo P., Dalstra M., Melsen B.: Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Aarhus, Danska, 2008.
- [14]<https://www.radiologyinfo.org/en/submenu.cfm?pg=ctscan>, lipanj 2017.
- [15]http://www.zdravstvenivodic.com/components/com_hotproperty/img/std/2085_P6260053.jpg, lipanj 2017.

- [16] Natali A. N.: *Dental Biomechanics*. CRC Press, 2003.
- [17] Mah P., Reeves T. E., and McDavid W. D.: Deriving hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* 39(6):323–335, 2009.
- [18] <http://cranex3d.com.ar/Cranex3D/en/benefits/index.html>, lipanj 2017.
- [19] <http://ss-zdravstvena-st.skole.hr/>, lipanj 2017.
- [20] https://en.wikipedia.org/wiki/Hounsfield_scale, lipanj 2017.
- [21] Hangartner T.: Thresholding technique for accurate analysis of density and geometry in qct, pqct and μ ct images. *Journal od Musculoskelet Neuronal Interact* 7(1):9-16, 2007.
- [22] Mimics Student Edition Course Book: *Mimics SE*
- [23] Abaqus 6.9 Documentation, Abaqus/CAE User's manual, ABAQUS Inc
- [24] Sorić J.: *Metoda konačnih elemenata*, Zagreb, 2004.
- [25] <https://knowledge.autodesk.com/support/simulation-mechanical/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2017/ENU/SimMech-UsersGuide/files/GUID-E82CF3FB-12CD-42BC-8F78-8409C22D7F78-htm.html>, lipanj 2017.
- [26] Provatidis C. G.: A comparative fem-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering and Physics* 22(5): 359–370, 2000.
- [27] Marangalou J. H., Ghalichi F. and Mirzakouchaki B.: Numerical simulation of orthodontic bone remodeling. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 68: 64-71, 2009.
- [28] Gačnik F., Ren Z., Hren N.: Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone. *Medical Engineering & Physics* 36: 1682-1692, 2014.
- [29] Zargham A., Geramy A., Rouhi G.: Evaluation of long-term orthodontic tooth movement considering bone remodeling process and in the presence of alveolar bone loss using finite element method. *Orthodontic waves*, Teheran, Iran, 2016.

PRILOZI

I. CD-R disc