

Promjena gustoće i položaja zuba kod ortodontske terapije

Tomić, Zoran

Undergraduate thesis / Završni rad

2018

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:235:972865>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-22**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Zoran Tomić

Zagreb, 2018.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentori:

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

Student:

Zoran Tomić

Zagreb, 2018.

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

Zahvaljujem se mentorici prof.dr.sc. Tanji Jurčević Lulić na svim savjetima tijekom pisanja ovog rada.

Velika zahvala dr.sc. Jasni Leder Horina na svim savjetima, mnoštvu izdvojenog vremena i razumijevanju tijekom cijelog semestra.

Hvala mojim prijateljima koji su učinili studiranje vrijedno pamćenja.

Posebno se zahvaljujem svojim roditeljima i sestri, na žrtvi i odricanju tijekom proteklih godina. Zahvala na povjerenju, neizmjernoj ljubavi i podršci koju su pružali.

Zoran Tomić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Zoran Tomić**

Mat. br.: 0035202746

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Promjena gustoće kosti i položaja zuba kod ortodontske terapije**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Change of bone density and tooth position in orthodontic therapy**

Opis zadatka:

Ortodontska terapija je proces s ciljem postavljanja zuba u željeni položaj te se pri tome koriste ortodontski aparati koji pomoću ortodontskih sila uzrokuju pomicanje zuba kroz okolna tkiva. Zbog toga se u okolnim tkivima javljaju promjene; parodontni ligament se deformira, dok u kosti dolazi do procesa resorpcije (razgradnje) kosti i apozicije (stvaranja) kosti. Prilikom tih procesa u kosti dolazi do promjene gustoće, koja je zapravo pokazatelj pregradnje kosti, tj. zajedničkog procesa resorpcije i apozicije.

U radu je potrebno, na temelju CT snimaka, izraditi model zuba s okolnom kosti na početku terapije i na kraju terapije, koji će se sastojati od kortikalne i spužvaste kosti te parodontnog ligamenta. Potrebno je očitati vrijednosti gustoće u HU (*Hounsfield units*) u modelima prije terapije i nakon terapije te usporediti vrijednosti gustoće kako bi se pokazali procesi apozicije i resorpcije. Također, potrebno je prikazati pomak zuba uspoređujući položaj zuba prije i poslije terapije.

Potrebne parametre modela dogovoriti s mentorom.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. studenog 2017.


Rok predaje rada:
1. rok: 23. veljače 2018.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2018.
3. rok: 21. rujna 2018.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 26.2. - 2.3. 2018.
2. rok (izvanredni): 2.7. 2018.
3. rok: 24.9. - 28.9. 2018.

Zadatak zadao:


Prof.dr.sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	VII
SUMMARY	VIII
1. Uvod	1
1.1. Zubi, kosti, PDL.....	1
1.1.1. Zubi	1
1.1.1.1. Morfologija stalnih zubi.....	1
1.1.1.2. Broj zubi stalne denticije	3
1.1.2. Kostii.....	4
1.1.2.1. Koštana pregradnja	6
1.1.3. Parodontni ligament	7
1.2. Ortodoncija, sile i pomaci	8
1.2.1. Ortodontske naprave	8
1.2.2. Sile i pomaci.....	10
1.3. Računalna tomografija i Hounsfield units	14
1.3.1. CBCT – <i>Cone Beam Computerized Tomography</i>	14
1.3.1.1. Tehničke osnove CBCT uređaja	15
1.3.1.2. Primjena CBCT-a.....	16
1.3.1.3. Prednosti i nedostaci CBCT dijagnostike	16
1.3.2. Hounsfield units	17
1.4. Ortotropni model.....	18
1.4.1. Općenito o materijalnim modelima.....	18
1.4.2. Ortotropni model.....	19
1.4.2.1. Definiranje ortotropnog modela.....	20

1.5. Mimics	23
2. Metodologija.....	26
2.1. Dobivanje geometrije zuba i kosti.....	26
2.1.1. Kreiranje modela zuba	26
2.1.2. Kreiranje modela kosti	28
2.1.3. Kreiranje modela parodontnog ligamenta.....	30
2.2. Očitavanje <i>Hounsfield unitsa</i>	33
2.2.1. Diskretizacija modela.....	33
2.2.2. Očitavanje vrijednosti HU.....	35
2.3. Izračunavanje vrijednosti modula elastičnosti	38
3. Rezultati	41
4. Zaključak	48
5. Literatura.....	49

POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz zuba [1]	3
Slika 2. Ravnine zuba [3]	3
Slika 3. Gornja čeljust – <i>maxilla</i> [1]	5
Slika 4. Donja čeljust – <i>mandibula</i> [1].....	5
Slika 5. Proces resorpcije i apozicije [4]	6
Slika 6. Parodontni ligament [5]	7
Slika 7. Fiksna <i>edgewise</i> ortodontska naprava [7]	9
Slika 8. <i>Edgewise</i> bravica [8].....	9
Slika 9. Centar otpora zuba pri translaciji [9]	10
Slika 10. Centar otpora [9]	11
Slika 11. Primjeri translacije zuba [9].....	11
Slika 12. Primjer naginjanja [9]	12
Slika 13. Primjer rotacije [9]	13
Slika 14. Razlika između klasičnog CT-a i CT-a s koničnom zrakom [12].....	15
Slika 15. Sučelje Mimicsa.....	24
Slika 16. Sučelje 3-matica.....	25
Slika 17. Zadavanje HU vrijednosti za dobivanje maske zuba	26
Slika 18. Potpuni 3D model čeljusti.....	27
Slika 19. a) izdvojeni zub, b), c) zub nakon uklanjanja ostataka	27
Slika 20. <i>Multiple slice edit</i>	28
Slika 21. Uređivanje modela zuba, a) <i>smoothing</i> , b) <i>wrap</i>	28
Slika 22. Segmentacija kortikalne kosti	29
Slika 23. Početna faza segmentacije trabekularne kosti.....	29
Slika 24. Modeli trabekularne kosti	30
Slika 25. Modeli trabekularne kosti	30
Slika 26. Separacija krivulje.....	31
Slika 27. Dijeljenje površine modela za stvaranje modela PDL-a.....	31
Slika 28. Konačni model PDL-a	32
Slika 29. Konačni modeli zuba, kosti i PDL-a.....	32

Slika 30. Nepravilan rub modela.....	33
Slika 31. Mreža konačnih elemenata na modelu zuba, a) distordirna mreža konačnih elemenata (označeni zeleno na slici), b) zadovoljavajuća mreža konačnih elemenata	34
Slika 32. Diskretizirani površinski modeli	34
Slika 33. Volumenska diskretizacija modela	35
Slika 34. Princip mjerenja podataka.....	36
Slika 35. Podjela mjernog područja	36
Slika 36. Promjena HU vrijednosti u postotnim vrijednostima na pripadajućim mjestima oko zuba	38
Slika 37. Koordinati sustav donje čeljusti [15]	39
Slika 38. Grafički prikaz promjene gustoće prije i nakon terapije.....	42
Slika 39. Promjena modula elastičnosti E_x u labijalnom i lingualnom području	44
Slika 40. Promjena modula elastičnosti E_y u labijalnom i lingualnom području	44
Slika 41. Promjena modula elastičnosti E_z u labijalnom i lingualnom području.....	45
Slika 42. Grafički prikaz promjene modula elastičnosti kortikalne kosti, E_x, E_y, E_z u lingualnom i labijalnom području.....	45
Slika 43. Usporedba modela prije i nakon terapije u programskom paketu <i>Mimics</i>	46
Slika 44. Usporedba zuba prije i nakon terapije u programskom paketu <i>Mimics</i>	47

POPIS TABLICA

Tablica 1. HU vrijednosti za neka tkiva i materijale [14]	18
Tablica 2. Dio izmjerenih podataka i princip usporedbe	37
Tablica 3. Prividna gustoća na karakterističnim dijelovima prema slici 37.....	41
Tablica 4. Prikaz modula elastičnosti u 3 smjera prema karakterističnim smjerovima prema slici 37.....	42

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
c	-	Empirijska konstanta za računanje gustoće kosti
HU	-	<i>Hounsfield units</i> - vrijednosti gustoće preko nijansi sive boje
E	$\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$	Modul elastičnosti
E_x	$\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$	Modul elastičnosti u smjeru osi x
E_y	$\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$	Modul elastičnosti u smjeru osi y
E_z	$\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$	Modul elastičnosti u smjeru osi z
$\dot{\epsilon}$	$\frac{1}{\text{s}}$	Brzina deformacije
ρ_α	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$	Prividna gustoća kosti

SAŽETAK

Ovim radom analizirana je promjena gustoće alveolne kosti prije i nakon ortodontske terapije koristeći CT snimke i programski paket *Mimics*. Koristeći ovu metodu moguće je definirati smjer djelovanja sile, pomak i centar rotacije promatrajući promjenu vrijednosti *Hounsfield unitsa* (HU) alveolne kosti. Primjenjujući empirijske jednadžbe, preko promjene HU definirana je i promjena prividne gustoće, koja je pokazatelj procesa koštane pregradnje, odnosno procesa resorpcije i apozicije, a analogno s gustoćom i promjena modula elastičnosti. Koristeći programski paket *Mimics* promjene HU vrijednosti koje su direktno povezane s pomakom zuba, potvrđene su uspoređivanjem modela prije i nakon terapije.

Ključne riječi: *Hounsfield units*, CT snimke, prividna gustoća, *Mimics*, terapija, model, zub, kost

SUMMARY

In this thesis changes in alveolar bone density is analysed before and after orthodontic treatment by using CT scans and Mimics software. In this method it is possible to define force direction, tooth movement and center of rotation by observing changes of Hounsfield Unit (HU) in alveolar bone. By applying empirical equations, it is possible to define apparent density change through HU change which is direct indicator of bone remodelling processes, which consists of resorption and apposition processes, and elastic modulus proportional to apparent density change. Using Mimics software, HU value change, along with tooth movement, are confirmed by comparing models before and after therapy.

Key words: Hounsfield units, CT scans, apparent density, Mimics, therapy, models, tooth, bone

1. Uvod

1.1. Zubi, kosti, PDL

1.1.1. Zubi

Zubi (lat. dens, dentis, grč. δόντι) su kalcificirani organi, koji se nalaze na početku probavnog trakta, u usnoj šupljini. Usađeni su u alveolarne nastavke gornje i donje čeljusti i smješteni su u zubne čašice (alveole) [2].

Ljudska stalna denticija, nastavak je mliječne denticije. Sam rast stalne denticije događa se između četrnaeste i petnaeste godine, dok kutnjaci izrastaju između četrnaeste i šesnaeste godine života. Nicanje trećih kutnjaka, često nazvanih i umnjaci, događa se između osamnaeste i dvadeset i pete godine života. To su zubi koji pokazuju najveću varijabilnost u početku, dužini trajanja i završetku svog razvoja, a prvi znakovi razvoja ovih zubi mogu se rendgenski otkriti već u prvoj polovini šeste godine [1].

1.1.1.1. Morfologija stalnih zubi

Sjekutići su postavljeni centralno unutar zubnih nizova. Sjekutić koji se nalazi neposredno uz medijalnu liniju je centralni (prvi), a distalno od njega nalazi se lateralni (drugi). Sjekutići u istom zubnom nizu međusobno su sličniji u odnosu na sjekutiće iz suprotnog niza. Po veličini dominira gornji centralni sjekutić, a veličina opada do donjeg centralnog sjekutića koji je ujedno i najmanji zub stalne denticije [1].

Krone gornjih centralnih sjekutića, u usporedbi s donjim, obično su veće u svim dimenzijama, naročito u meziodistalnom pravcu. Kruna gornjeg lateralnog sjekutića obično je slična po obliku kruni gornjeg centralnog sjekutića, ali je u cijelosti manja [1].

Donji sjekutići su najjednostavniji i najmanji zubi u stalnoj denticiji, veoma stabilnog oblika sličnog dljetu. Ovi zubi, međusobno su jako slični te se stoga teško razlikuju.

Svi sjekutići imaju jedan korijen, spljošten u meziodistalnom pravcu.

Očnjak je treći zub od medijalne linije u svakom kvadrantu. Opće morfološke karakteristike gornjeg i donjeg očnjaka su slične. Sljedeće osobine karakteriziraju sve očnjake:

- prisustvo jedne konične kvržice (solitarna kvržica)
- s vestibularnog aspekta kruna pokazuje oblik peterokuta, slično konturi bukalne površine susjednog prvog pretkutnjaka.
- lingualna jama je slične prostorne orijentacije kao i kod susjednih sjekutića, ali je lingualnim kvržičnim grebenom podijeljena na mezio i distolingualni dio.

Očnjak ima širok te najduži korijen od svih zuba u pripadajućem zubnom nizu. Ovaj zub najstabilniji je zub u zubnim nizovima [1].

Pretkutnjaci su četvrti i peti zubi od sagitalne medijalne linije, a označeni su kao prvi i drugi pretkutnjak. Gornji pretkutnjaci međusobno su slični, s bukalnog aspekta kruna ima oblik peterokuta, slično očnjaku. Gornji prvi pretkutnjak pokazuje obično dva korijena, dok gornji drugi pretkutnjak ima najčešće samo jedan korijen [1].

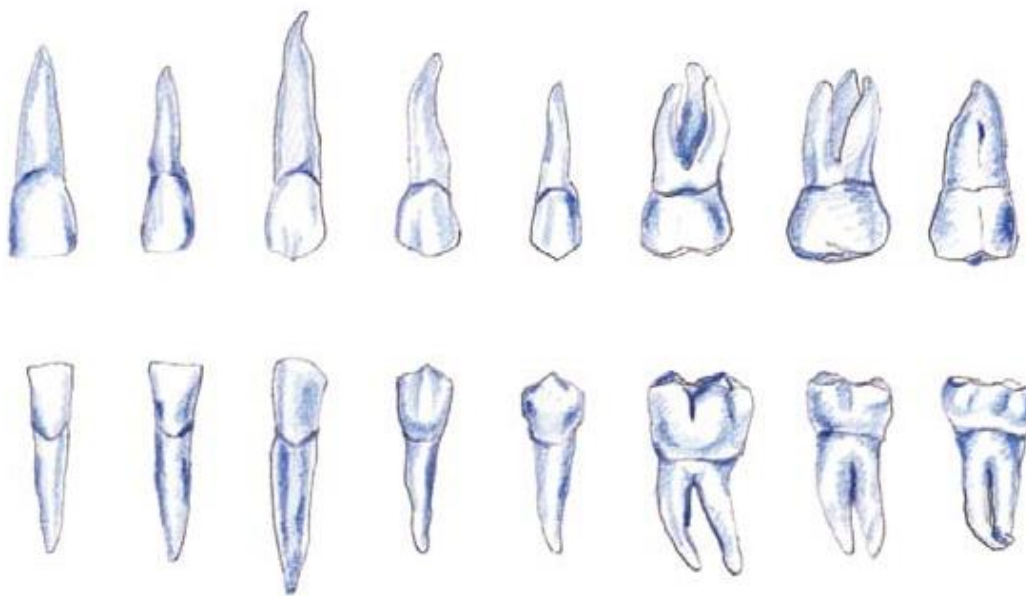
Donji pretkutnjaci međusobno su manje slični od gornjih pretkutnjaka. To su jednokorijenski zubi, pri čemu je korijen donjeg drugog pretkutnjaka nešto masivniji i duži u usporedbi s prvim donjim pretkutnjakom.

Stalni kutnjaci su najveće zubne jedinice u zubnim nizovima. Obično je prisutno dvanaest kutnjaka, po tri u svakom kvadrantu.

Kutnjaci se označavaju kao prvi, drugi i treći stalni kutnjak i to od mezialno prema distalno, u svakom kvadrantu, te obično imaju tri korijena [1].

Slično gornjim antagonistima, donji stalni kutnjaci pokazuju smanjenje u veličini udaljavanjem od medijalne linije.

Na slici 1. pokazane su morfološke karakteristike stalne denticije navedene gore.



Slika 1. Prikaz zuba [1]

Kako bi jednostavnije prikazali ravnine zuba, tj. ispred i iza koje se spominju kroz rad na slici 2 prikazane su ravnine zuba.



Slika 2. Ravnine zuba [3]

1.1.1.2. Broj zubi stalne denticije

Stalna denticija broji 32 zuba, a zubna formula stalne denticije glasi 2I 1C 2P 3Mx4 što znači: dva sjekutića, jedan očnjak, dva pretkutnjaka i tri kutnjaka [1].

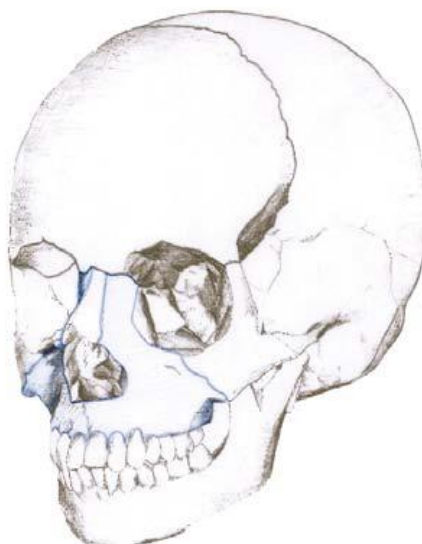
S obzirom na relativno učestalu implikaciju i anodonciju trećih kutnjaka (17-20% populacije), prihvatljivo je da klinički zubni status čini 28 zubi, po 14 u svakoj vilici, odnosno 7 u svakom kvadrantu prema formuli 2I 1C 2P 2Mx4 [1].

1.1.2. Kost

Nazomaksilarni kompleks sastoji se od ukupno 15 kosti, i to 6 parnih i 3 neparne kosti. Centralna kost ovog kompleksa je gornja čeljust (*maxilla*), oko koje su raspoređene ostale kosti: nepčana, jagodična, nosna, suzna, donja nosna školjka, ralasta kost i podjezična kosti. Ove kosti čine jedinstvenu cjelinu, kojoj je pridružena i donja čeljust (*mandibula*). U nastavku će biti objašnjene dvije najveće kosti nazomaksilarnog kompleksa:

1. Gornja čeljust – *maxilla*
2. Donja čeljust – *mandibula*

Gornja čeljust je parna, pneumatična kost koja u svom trupu sadrži paranazalni sinus. Osim tijela, ovu kost čine i četiri nastavka pomoću kojih gornja čeljust uspostavlja kontakt sa susjednim kostima i na taj način prenosi pritisak donje čeljust na njih. Upravo zbog tijesnog kontakta sa susjednim kostima gornja čeljust se ne može promatrati kao izolirana kost, pa se stoga govori o nazomaksilarnom kompleksu. Zahvaljujući kontaktu s drugim kostima ovog kompleksa, gornja čeljust formira skelet lica, očnu, nosnu i usnu šupljinu.



Slika 3. Gornja čeljust – *maxilla* [1]

Donja čeljust je neparna, pokretna kost zavijena u obliku potkove. Stupa u kontakt sa sljepoočnom kosti i s njom stvara pokretni čeljusni zglob. Na donjoj čeljusti opisujemo tijelo i dvije grane. Na području tijela čeljusti opisuje se dio u kojem su ugrađeni donji zubi i dio koji tvori podlogu za bradu.



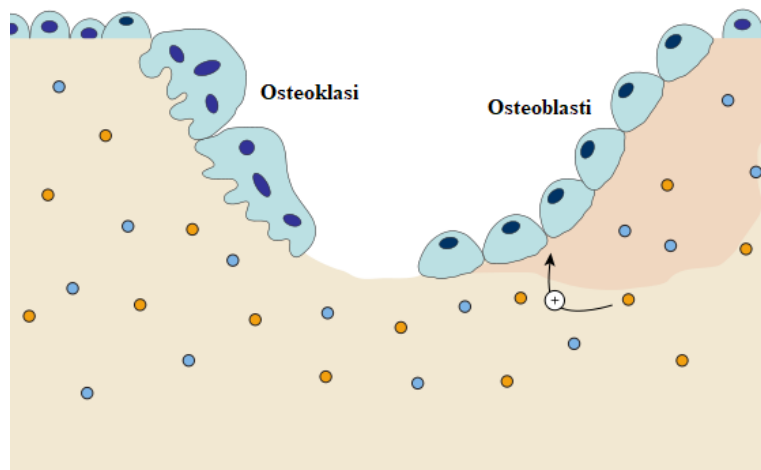
Slika 4. Donja čeljust – *mandibula* [1]

1.1.2.1. Koštana pregradnja

Koštana pregradnja je dinamični proces kosti gdje dolazi do međusobne razgradnje kosti (resorpcija) i rasta nove kosti (apozicije). Ovim procesima se osigurava kontinuirana zamjena starog koštanog tkiva novima. Kod mladih odraslih osoba postoji ravnoteža između razgradnje i ponovnog stvaranja koštanog tkiva, tako da se ukupna koštana masa održava u normalnim okvirima [4].

Ovi procesi su pod utjecajem djelovanja mehaničkih sila i centralnih homeostatskih faktora organizma.

Razgradnju (resorpciju) kosti vrše stanice osteoklasti, koja traje oko tri tjedna po jednom mjestu. S druge strane, ponovnu izgradnju kosti obavljaju stanice osteoblasti tokom sljedećih tri do četiri mjeseca.



Slika 5. Proces resorpcije i apozicije [4]

Ova dva procesa povezani su prostorno i vremenski. U prvim godinama života gotovo 100% kostura je zamijenjeno ovim procesima, dok kod odrasle osobe oko 10% nove kosti stvori se tijekom godine ovim procesima [4].

1.1.3. Parodontni ligament

Parodontni ligament ili češće nazivan PDL, je grupa specijaliziranih povezujućih tkivnih vlakana koji spajaju zub s alveolarnom kosti.

Histološki presjek (slika 6) pokazuje PDL u njegovom prirodnom položaju. Na slici se može vidjeti da PDL povezuje sloj cementa (na slici označen kao C) i pripadne alveolarne kosti (na slici označen kao AB) [5].



Slika 6. Parodontni ligament [5]

Funkcija PDL-a primarno je potporna, povezuje zub s okružujućom alveolarnom kosti. Također, uloga PDL-a je i apsorberajuća, služi kao prigušivač udaraca.

Bitna funkcija PDL-a je što sadrži stanice koje se mogu diferencirati u osteoblaste, koji izgrađuju alveolarnu kost i sudjeluju u procesu koštane pregradnje.

Uz navedene funkcije, nutritivna i senzorna funkcija također su prisutne [6].

1.2. Ortodoncija, sile i pomaci

Ortodoncija ili dentalnofacijalna ortopedija je polje stomatologije koje je primarno bavi s nepravilnim položajem zubi i čeljusti te njihovom dijagnozom, prevencijom i korekcijom [1].

Sama riječ ortodoncija dolazi od grčkih riječi *orthos* – ispraviti, izravnati i *odont* – zub, a označava glavni cilj ortodontske terapije – ispravljanje položaja zubi.

Područje same ortodontcije uključuje dijagnostiku, preventivu, interceptivu i liječenje svih oblika malokluzija, tj. nepravilnog međusobnog položaja denticije i pratećih alteracija susjednih tkiva. Također, ortodoncija se bavi i konstruiranjem, primjenom i kontrolom funkcijskih i korektivnih naprava.

Uobičajeni tretman za malokluziju traje oko 2 godine, ovisno o stanju pojedinog pacijenta i o postupku, odnosno napravi za vraćanje pravilne okluzije. Malokluzija nije bolest, nego niz dentalnofacijalnih varijacija koje u većoj ili manjoj mjeri utječu na oralno zdravlje i kvalitetu života. Okluzija se može definirati kao međusobni odnos zubi u zubnom nizu te odnos zubi u odnosu na susjedne zube u antagonističkom zubnom nizu.

Žvačne površine svih zubi jednog niza čine funkcionalnu cjelinu koja se naziva okluzijska površina.

Cilj je ortodontske terapije postići individualni optimalni sklad okluzije, oralofacijalne funkcije estetike osmjeha i lica te psihosocijalne kvalitete života pacijenta.

Razlog korekcije malokluzija u prvom je redu ispravljanje narušene funkcije – mastifikacije, gutanja, govora i respiracije, kao i postizanje estetike osmjeha i lica te prevencija karijesa, parodontnih bolesti, trauma itd.

1.2.1. Ortodontske naprave

Osnova ortodontske terapije je u kliničkoj primjeni biomehaničkih koncepata putem aplikacije sile na zube, meka tkiva i koštane strukture ortofacijesa. Ortodontske naprave po svom dizajnu mogu

biti mobilne i fiksne, aktivne i pasivne, monomaksilarne i bimaksilarne, intraoralne i ekstraoralne te zubno, tkivno i koštano nošene.

Fiksne naprave su duži vremenski period fiksirane na zube i pacijent ih ne može sam vaditi iz usta. Fiksne aktivne naprave imaju ugrađen neki aktivni element koji ih pokreće – poput vijaka, opruge ili žičanog luka.

Najčešće fiksne naprave (slika 7.) uglavnom su napravljene od metala. No mogu sadržavati i akrilatne, silikonske ili gumene elemente.



Slika 7. Fiksna *edgewise* ortodonska naprava [7]

Fiksne ortodonske naprave najčešće se stavljaju u periodu stalne denticije te se najčešći nasljednik mobilne terapije koja se odvijala u periodu kasne denticije kod djece.

Fiksne naprave mogu producirati fine i kontrolirane pomake zubi – rotaciju, nagnjanje krune, intruziju, ekstruziju te translacijski pomak.

Kada govorimo o *edgewise*-napravi, glavni element je bravica (slika 8.) koja se postavlja na zub.



Slika 8. *Edgewise* bravica [8]

Bravica se sastoji od baze s retencijom na koju se nanosi kompozitni materijal zbog fiksiranja bravice na zub. Bravice se standardno lijepe na sjekutiće, očnjake i pretkutnjake, dok se na kutnjake lijepe cjevčice ili cementiraju ortodontski prstenovi.

U *edgewise*-napravi mijenjaju se žice raznih materijala i dimenzija, počev od elastičnijih prema krućim, od okruglih prema četvrtastim te od manjeg prema većem promjeru. Tri su osnovna materijala za izradu žica: nikal-titanska legura koja je izrazito elastična, a savijanjem se teško može trajno deformirati, titan-molibdenska legura koja je elastična ali se savijanjem lakše može trajno deformirati, te čelična legura koja je izrazito kruta i savijanjem se trajno deformira.

1.2.2. Sile i pomaci

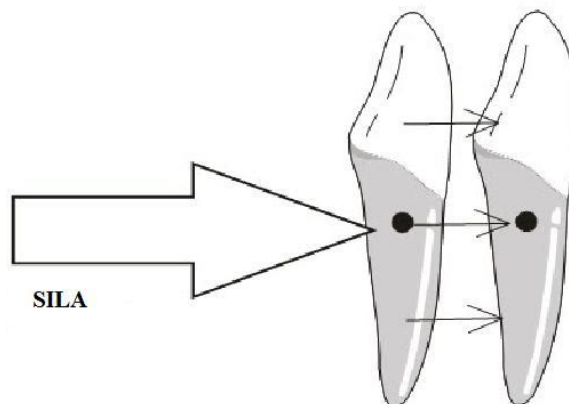
Fiksni ili mobilni aparati za zube uzrokuju stvaranje ortodontskih sila na zube. Ortodontske sile opterećuju zube i na taj način pomiču ih u željeni položaj.

Način aplikacije sile može biti kontinuiran, opadajući, intermitentan (ponavljajući) i funkcionalan [7].

Osim načina aplikacije sile, bitno je i njeno trajanje. Jake kratkotrajne sile mogu biti manje štetne od trajnih slabih sila.

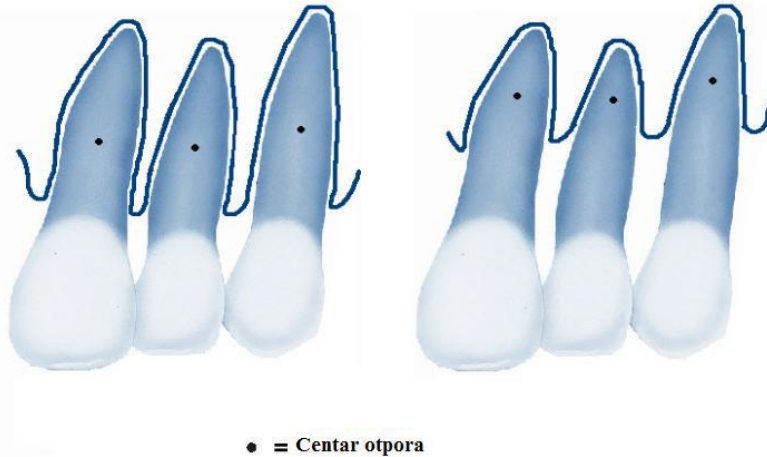
U kliničkoj praksi, ovi pokreti zuba definirani su kao naginjanje (kontrolirano i nekontrolirano), translacija, intruzija, ekstruzija, gibanje korijena, rotacija te njihove kombinacije.

Centar otpora je točka na zubu u kojoj, kada djeluje sila, dolazi do translacije zuba.



Slika 9. Centar otpora zuba pri translaciji [9]

Centar otpora različit je za različite zube s različitom duljinom korijena i anatomijom. Njegova pozicija također ovisi o visini alveolne kosti pa će biti različita kod djece i odraslih, a osobito kod pacijenata s bolesti parodonta gdje se centar otpora pomiče prema korijenu zuba (slika 9.)

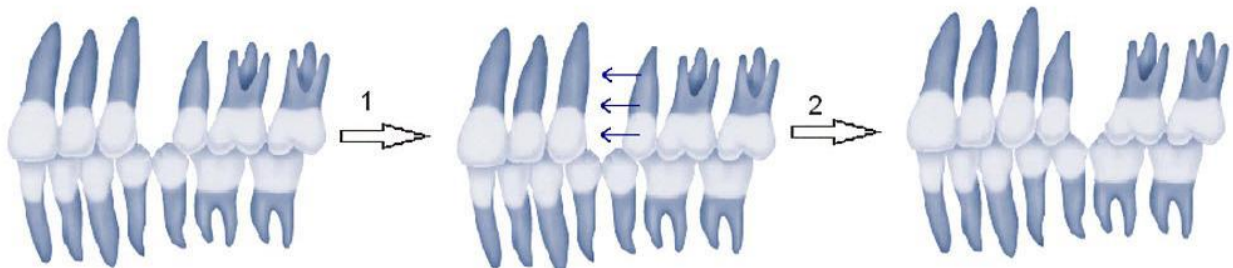


Slika 10. Centar otpora [9]

Zub, kao i svako kruto tijelo u mehanici, može posjedovati dvije vrste gibanja: translaciju i rotaciju te njihove kombinacije.

Translacija:

Tijekom translacije zuba, sve točke na zubu pomiču se u istom smjeru i za isti pomak (slika 11.). Prilikom translacije dolazi do jednolikog naprezanja u parodontnom ligamentu, a iznos je i do 30% manji od naprezanja prilikom nagnjanja zuba.

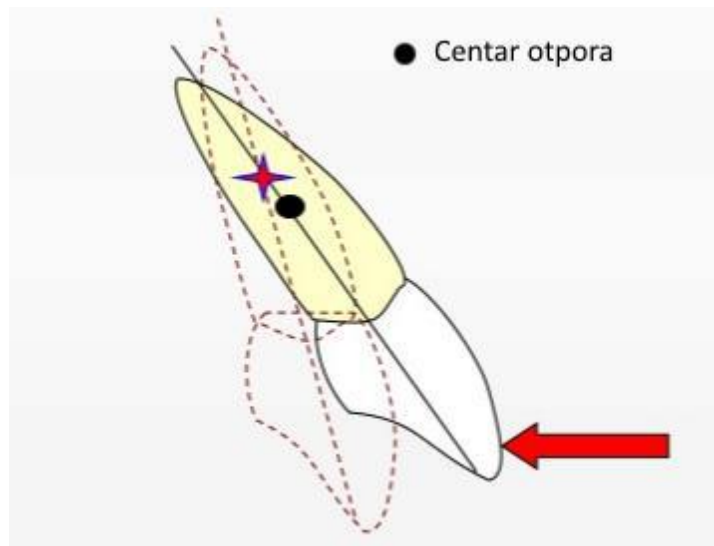


Slika 11. Primjeri translacije zuba [9]

Nagnjanje oko centra rotacije u području korijena zuba izazvano je djelovanjem sile u jednom smjeru. Parodontni ligament će biti najviše stisnut na rubu alveolne kosti u smjeru pomaka zuba. Ova vrsta pomaka se dobiva slabim kontinuiranim silama [9].

Naginjanje zuba ovisi o mjestu na kojem djeluje sila. Stoga postoje dva tipa naginjanja: nekontrolirano i kontrolirano.

Nekontrolirano naginjanje se javlja kada je sila smještena na kruni zuba pri čemu se kruna giba u jednu stranu dok se korijen giba u drugu stranu. Centar rotacije je blizu centra otpora pa se zub naginje oko centra otpora. Prilikom nekontroliranog naginjanja stvara se moment koji je jednak umnošku sile i kraka koji se uzima kao 10mm , te je zapravo konvencijom određeni podatak.

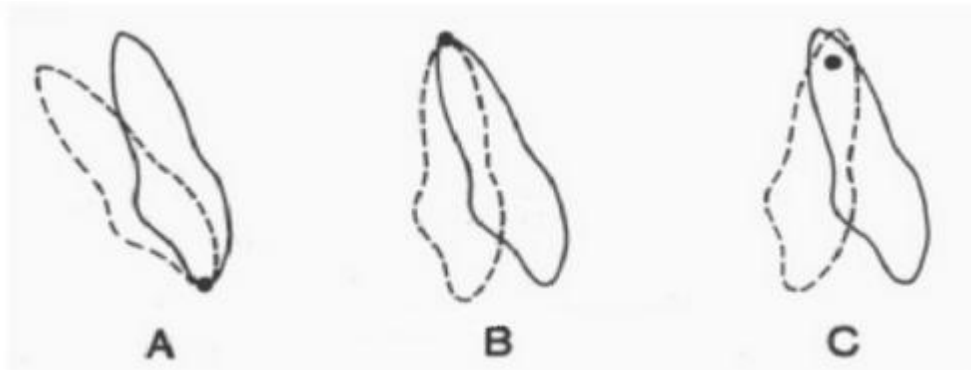


Slika 12. Primjer naginjanja [9]

Kod kontroliranog naginjanja, kruna zuba se giba u smjeru sile, ali pozicija korijena ostaje ista ili se minimalno giba. Centar rotacije se nalazi na vrhu korijena i oko njega se zub naginje.

Rotacije se izvode najbolje djelovanjem opadajućih sila s periodima stabilizacije i relativnom dugom retencijom [9].

Centar rotacije je točka oko koje se tijelo rotira, tj. točka na osi koja ostaje nepomična tijekom gibanja. Ona ovisi o položaju centra otpora i sili koja djeluje na tijelo. Čista rotacija se događa kada je centar rotacije beskonačno udaljen od centra otpora.



Slika 13. Primjer rotacije [9]

Intruzija zubi je obično relativna. Pri tom zahvatu ne smiju se upotrijebiti jače sile zbog opasnosti resorpcije. Intruzija zuba je pomak u ortodonciji gdje se zub djelomično giba unutar kosti. Ovaj tip pomaka također se koristi u ortodonciji kako bi se popravio nepravilan zagriz, odnosno, vraćanje zuba u okluzijsku ravninu. Na razne načine je moguće kreirati ovakav tip pomaka. Najpoznatiji među njima su *Rickett Utility* intruzijski luk i *Three-Piece* intruzijski luk [9].

Ekstruzija se optimalno izvodi laganim kontinuiranim silama.

Iznos sile jedan je od bitnih faktora u ovim razmatranjima. Ako sila djeluje duže, može doći i do nekroze tkiva [7].

Sile koje se u ortodonciji primjenjuju možemo, s obzirom na njihov izvor, podijeliti u dvije skupine: funkcionalne i mehaničke.

Funkcionalne sile proizlaze iz funkcije žvačnih mišića i mišića obraza, usana i jezika, koji elastično okružuju zubne lukove. Ta vrsta sila ima veliku ulogu posebno u vrijeme razvoja i, prema nekim autorima, direktno određuje oblik zubnog luka. Dok jedna skupina autora smatra da te sile otežavaju ortodontsku terapiju, druga nastoji upravo primjenom tih sila korigirati anomalije. Obije skupine se slažu u tome da nakon terapije sve sile treba dovesti u ravnotežu, kako bi se spriječilo recidiv [7].

Mehaničke sile su umjetne sile, a prenose se žicom, gumicom ili vijkom. Budući da svaka sila, prema zakonu akcije i reakcije, izaziva sebi jednaku silu suprotnog smjera, ortodonska naprava treba imati svoj aktivni dio kojim pomiče zub i reaktivni dio, tj. sidrište.

1.3. Računalna tomografija i Hounsfield units

Računalna tomografija ili skraćeno CT predstavlja jedan od najvažnijih dijagnostičkih uređaja danas. Predstavljanjem panoramske radiografije 1960-ih godina i njene široke primjene 70-ih i 80-ih godina, došlo je do velikog napretka u dentalnoj radiologiji, koji pruža kliničarima jedinstvenu sliku čeljusti i maksilofacialnih struktura. Međutim, velika su ograničenja dvodimenzionalnih prikaza u odnosu na trodimenzionalni prikaz: povećanje, distorzija, pogrešno predstavljanje struktura čeljusti. Brojni naponi učinjeni su prema trodimenzionalnoj (3D) radiografiji (stereoskopija, i mnogi drugi), CT kao takav nije pronašao veliku primjenu u stomatologiji ponajviše zbog cijene, pristupa, i količine zračenja. Predstavljanje računalne tomografije s koničnom zrakom (CBCT) posebno posvećenoj prema slikanju maksilofacialne regije označava značajni pomak iz 2D u 3D pristup prikupljanja i rekonstrukcije slika [10].

1.3.1. CBCT – *Cone Beam Computerized Tomography*

CBCT (Cone Beam Computerized Tomography) predstavlja snimanje kod koje radioaktivne zrake divergiraju formirajući konus. Ovakvim načinom ekspozicije i širenja može se dobiti trodimenzionalna slika s manjom ekspozicijom u odnosu na standardni CT [1].

Cone Beam tehnologija prvi put je predstavljena 1996. godine. Od 2000. godine CBCT postaje sve češća radiološka procedura pri planiranju i dijagnosticiranju stomatoloških zahvata.

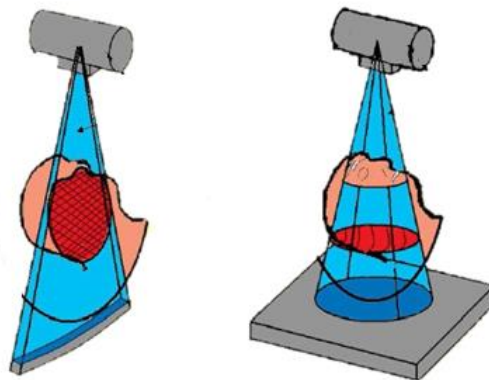
Tokom snimanja CBCT-a skener rotira oko pacijentove glave, čime se dobiva veliki broj različitih slika (od 150 do 600). Software prikuplja dobivene podatke i rekonstruira ih. Osnovna jedinica CBCT-a je *voksel* koji određuje jasnoću i kvalitetu snimaka. Iz trodimenzionalne slike dobivene pomoću CBCT-a moguće je generirati dvodimenzionalne slike formata LL, PA, OPG. CBCT

snimke u okviru ortodontske dijagnostike služe preciznoj procjeni položaja zubi, procjenu debljine vestibularne alveolarne kosti te analize 3D projekcije koje se danas sve više koriste.

1.3.1.1. Tehničke osnove CBCT uređaja

CBCT je nova tehnologija. Slikanje je ostvareno putem okretnog postolja gdje su izvor radioaktivnih zraka i detektor fiksirani. Divergirani piramidalni ili konično oblikovani izvor ioniziranog zračenja usmjeren je kroz središte područja koje se promatra na detektor radioaktivnog zračenja na suprotnoj strani. Izvor X-zraka i detektor rotiraju oko oslonca fiksiranog unutar središta regije koje se promatra. Prilikom rotacije sekvencijalne projicirane ravninske slike vidnog područja (*field of view* FOW) su postavljene u potpuni, a ponekad u nepotpuni luk. Zbog činjenice da CBCT uključuje cijeli *field of view*, za prikupljanje podataka za slikovnu rekonstrukciju potrebna je samo jedna rotacija okretnog stola [11].

Današnji CBCT uređaji skeniraju u 3 moguća položaja: sjedećem, stojećem i ležećem položaju. Oko pacijentove glave rotira prsten velikog radijusa koji sadrži rendgenstku cijev s detektorima, što uvelike olakšava pristup pacijentima koji pate od klaustrofobije. Pacijent se mora zaštititi od zračenja zaštitnim pregačama, pogotovo štitnjaču ovratnikom, te osigurati stabilizaciju glave jer kvaliteta slike opada ukoliko pacijent nije u mirujućem položaju.



Slika 14. Razlika između klasičnog CT-a i CT-a s koničnom zrakom [12]

1.3.1.2. Primjena CBCT-a

Trenutno, CBCT je najčešće korišten u procjeni stanja patologije kosti i denticije uključujući i frakture, deformaciju maksilofacijalnih struktura i prepoznavanje fraktura, predoperativnoj procjeni zubi. Također, dostupnost CBCT uređaja dodatno proširuje softversku primjenu u dijagnostičke ciljeve i ciljeve bržeg liječenja, te sve one usmjerene su ka 3D vizualizaciji, ponajviše zbog činjenice da CBCT podaci mogu biti konvertirani u nezaštićene DIC formate (Digital Imaging and Communications) kao dio medicinskog standarda za formate. Dijagnostički softveri dostupni su prilikom pomoći u ortodontskoj procjeni i analizi, za planiranje implantata odnosno za virtualno postavljanje implantata a u zadnje vrijeme i pomoć u stvaranju CAD i CAM samih proteza i implantata. Također, dostupan je i softver za pružanje kirurških simulacija prilikom ortodontskih operacija. Ovo područje, kombiniranje CBCT dijagnostike i 3D simulacija zajedno s virtualnim operacijama i CAD i CAM, imat će značajan utjecaj na stomatologiju [13].

1.3.1.3. Prednosti i nedostaci CBCT dijagnostike

CBCT dijagnostika u stomatologiji ima jako puno prednosti u odnosu na klasičnu CT dijagnostiku među kojima su najvažnije:

- Veličina i cijena: zbog manje veličine samog uređaja jednostavnija je aplikacija u stomatološke ordinacije, a odnos cijena CBCT-a na klasični CT je 4/5 cijene CT-a.
- Brzina skeniranja: vrijeme skeniranja CBCT-a je malo manje od 30 sekundi dok za klasični CT vrijeme skeniranja iznosi i do 3 minute. CBCT-u je potrebna samo jedna rotacija da prikupi sve potrebne podatke dok je klasičnom CT-u potrebno više rotacija ovisno i debljini područja.
- Manja količina zračenja: prednost koju CBCT ima pred klasičnim CT-om je do 10 puta manja emisija zračenja. CBCT skeneri emitiraju pulsirajuće ionizirajuće zračenje, dok

klasični skeneri emitiraju stalan snop zračenja. Time se pacijent izlaže puno manjoj dozi radijacije.

- Priprema pacijenta: pacijent tijekom pregleda može ugodno sjediti ili stajati jer nije zatvoren unutar postolja kao kod klasičnog CT-a.

Osim prednosti CBCT-a u odnosu na klasični CT, nedostaci se također javljaju. Možda najveći nedostatak CBCT dijagnostike leži u radiološkoj gustoći koja se mjeri preko *Hounsfield Units* (HU). Kod CBCT-a radio gustoća, mjerena u HU je netočna zbog činjenice da se različita područja mogu pojaviti u različitim sivim vrijednostima u ovisnosti o njihovoj relativnoj poziciji skeniranog organa. Bez obzira na posjedovanje istih gustoća, *voxel* organa ovisi o poziciji unutar volumena koji se skenira. HU istog anatomskog područja mjeren CBCT i klasičnim CT uređajem neće biti isti [10].

1.3.2. Hounsfield units

Hounsfield skala, u literaturi poznati kao CT brojevi, nazvana je po engleskom znanstveniku, dobitniku Nobelove nagrade Sir Godfreyu Newboldu Hounsfieldu, je kvantitativna skala za opis radiološke gustoće.

Hounsfield units skala, ili kraće HU skala, je linearna transformacija izvorne mjere koeficijenta prigušenja u jednu u kojoj je radiološka gustoća destilirane vode, pri standardnom tlaku i temperaturi, definirana kao 0 Hounsfield unitsa (0 HU), dok je radiološka gustoća zraka u standardnim uvjetima -1000HU.

U matematičkom pogledu HU se može definirati kao:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{vode}}{\mu_{vode} - \mu_{zraka}} \quad (1)$$

Gdje su μ_{vode} i μ_{zraka} linearni koeficijenti gustoće vode i zraka.

Iz prethode jednadžbe vidimo da promjena od 1 HU odgovara promjeni od 0,1% gustoće vode, jer gustoća zraka je približno 0.

Upravo zato današnji moderni CT skeneri kalibrirani su prema vodi [14].

U tablici 1 dane su neke tipične vrijednosti HU:

Tablica 1. HU vrijednosti za neka tkiva i materijale [14]

<i>Vrsta tvari</i>	<i>HU</i>
Zrak	-1000
Masnoća	-120 do -90
Voda	0
Meko tkivo	+100 do +300
Urin	-5 do +15
Krv	+13 do +50
Pluća	-700 do -600
Mišići	+35 do +55
Kosti	+700 za trabekularnu +3000 za kortikalnu
Staklo	+500
Čelik	+20 000
Zlato, mjed	+30 000 (gornja mjerljiva granica)

1.4. Ortotropni model

1.4.1. Općenito o materijalnim modelima

U znanosti materijala i pri modeliranju krutih tijela konstitutivni modeli igraju veliku ulogu za što vjernije prikazivanje stanja realnih konstrukcija. Da bi što bolje prikazali stanja naprezanja i deformacije, inženjeri se koriste upravo konstitutivnim modelima koji su idealizirani modeli gdje se teži za pojednostavljivanjem modela, a da se pri tom točnost samog modela, u usporedbi s realnim stanjem tvari, ne naruši do neke prethodno definirane greške.

Sve realne tvari, sastavljene od više jedinki, imaju anizotropna svojstva. To znači da materijalna svojstva te tvari ovise o smjeru opterećenja. No modeliranje anizotropnih tvari je komplicirano za inženjersku primjenu. Upravo zato definirani su modeli koji približno odgovaraju stanju realne tvari.

Opća podjela mehaničkih modela:

- Homogeni

- Izotropni
- Anizotropni
 - o Ortotropni
 - o Transverzalno izotropni

Izotropni model, zajedno s homogenim, je najjednostavniji model gdje su materijalne konstante jednake u svim smjerovima opterećenja. U većini slučajeva izotropni modeli daju zadovoljavajuću točnost. No u nekim situacijama, zbog velike razlike vrijednosti materijalnih konstanti u nekim smjerovima nije poželjno koristiti izotropni model.

Upravo zato, u mehanici krutih tijela definiran je ortotropni model, kao dio anizotropnih modela jer njihova svojstva ovise o smjeru opterećenja.

Ovakvi konstitutivni modeli najviše se koriste prilikom modeliranja konstrukcija metodom konačnih elemenata. Za takvo modeliranje potrebno je znati različite materijalne konstante, ovisno o vrsti samog modela. Tako je za potpuno definiranje anizotropnog modela potrebno 21 materijalna konstanta, za definiranje ortotropnog modela 9 konstanti, dok je izotropni model potpuno definiran sa samo 2 materijalne konstante.

Konstitutivni modeli nisu ograničeni samo na primjenu u strojogradnji, iako su tu najviše primjenjivi. Svoje mjesto konstitutivni modeli pronašli su i prilikom modeliranja problema električne provodljivosti, dielektričnih materijala, temperaturne provodljivosti, difuzije, magnetizma i mnogih drugih.

1.4.2. Ortotropni model

Ortotropni model ima materijalna svojstva koja se razlikuju u 3 međusobno ortogonalne osi. Možda najjednostavniji primjer ortotropnog materijala je drvo. Kod njega se može definirati 3 međusobno okomita smjera i međusobno različita materijalna svojstva duž tih osi: aksijalni smjer duž drveta, radijalni i cirkularni.

1.4.2.1. Definiranje ortotropnog modela

Materijalno ponašanje tvari predstavljeno je u fizikalnim teorijama putem konstitutivnih relacija. Veliki dio fizikalnog ponašanja može biti predstavljen koristeći linearni materijalni model i tenzor drugog reda. Materijalni tenzor pruža relaciju između dva vektora pa ga možemo napisati:

$$\mathbf{f} = \mathbf{K} \cdot \mathbf{d}, \quad (2)$$

gdje su \mathbf{f} i \mathbf{d} dva vektora koja predstavljaju fizikalne količine a \mathbf{K} je materijalni tenzor drugog reda. Ako izrazimo gornju jednadžbu u odnosu na odgovarajući koordinati sustav onda možemo pisati :

$$f_i = K_{ij} \cdot d_j. \quad (3)$$

Ako opći oblik jednadžbe (2) primijenimo u mehaniku krutih tijela onda možemo pisati:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c} \cdot \boldsymbol{\varepsilon}, \quad (4)$$

gdje je $\boldsymbol{\sigma}$ tenzor naprezanja, $\boldsymbol{\varepsilon}$ tenzor deformacije a \mathbf{c} je tenzor krutosti. Ako to zapišemo u indeksnoj notaciji, gornju jednadžbu možemo napisati u obliku:

$$\sigma_{ij} = c_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl}. \quad (5)$$

Zbog činjenice da su tenzori naprezanja i deformacije simetrični, i kako se relacija naprezanje-deformacija u linearnoj elastičnosti može izvesti koristeći energiju deformiranja, vrijede sljedeće simetrije:

$$c_{ijkl} = c_{jikl}, \quad c_{ijkl} = c_{jilk}, \quad c_{ijkl} = c_{klij}. \quad (6)$$

Zbog gore navedenih simetrija, relacija (4) u matričnom Voigtovu obliku može se napisati:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix}. \quad (7)$$

Ako u obzir uzmemo ranije navedene uvjete simetrije i uvjete invarijantnosti tenzora slijedi da je:

$$\begin{aligned}
 C_{14} = C_{15} = C_{24} = C_{25} = C_{34} = C_{34} = C_{46} = C_{46} = 0 \\
 C_{16} = C_{26} = C_{36} = C_{45} = 0
 \end{aligned}
 \tag{8}$$

Uvrštavanjem gornjih izraza, matrica krutosti iz jednačbe (4) može se napisati u obliku:

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix}.
 \tag{9}$$

Ovakva matrica krutosti nije uobičajena prilikom modeliranja s metodom konačnih elemenata, nego se češće inverz gornje matrice.

Ako primijenimo Hookeov zakon gornja matrica se može napisati u obliku:

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{21}}{E_2} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{21}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{23}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{31}}{E_1} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix},
 \tag{10}$$

gdje je E_i Youngov modul elastičnosti duž osi i , G_{ij} je modul smicanja u smjeru osi j na ravnini s normalom i a ν_{ij} je Poissonov faktor koji odgovara kontrakciji u smjeru j dok je opterećenje primijenjeno u smjeru i .

Upravo je ortotropni model najkorišteniji model u biomehaničkom području, osobito u dentalnoj medicini. Ortotropni model koristi se poglavito za modeliranje koštanog tkiva. Današnja istraživanja uglavnom su koncentrirana na poboljšanje danas dostupnih i korištenih modela. U svojem radu Gačnik [15], je usporedio rezultate dobivene putem uobičajenih izotropnih i

ortotropnih modela i izotropnog odnosno, ortotropnog o gustoći ovisnih modela. Rezultati pokazuju da predloženi o gustoći ovisni ortotropni model mandibule je preporučen za korištenje u budućim računalnim simulacijama ponašanja mandibule, jer pruža mnogo realističnije pretpostavke ponašanja kosti uslijed mehaničkog opterećenja. Model također pokazuje veću osjetljivost kosti na mehaničko naprezanje u usporedbi s prethodno korištenim izotropnim i općenitim ortotropnim modelom a osobito u usporedbi s izotropnim o gustoći ovisnim modelom. Korištenjem ortotropnog o gustoći ovisnog konstitutivnog materijalnog modela i računalnih simulacija moguće je konstruiranje mnogo boljeg kliničkog plana za pacijente sa specifičnim dentalnim implantatima.

Primjena je višestruka. Ovakvi modeli dolaze do izražaja prilikom modeliranja i simuliranja nekih ortodontskih procesa, simuliranja operacija ili modeliranje i proučavanje djelovanja implantata u promatranom području.

Za uspješno simuliranje mehaničkih ponašanja kosti ljudske čeljusti, koja je izložena stalnim mehaničkim opterećenjima preko zubi, protetskih uređaja ili dentalnih implantata, izrazito je bitno poznavati mehanička svojstva kosti [16].

1.5. Mimics

U ovom radu korišten je programski paket Mimics Medical 17.0 (Materialise, Leuven, Belgija). Mimics je akronim od Materialise Interactive Medical Image Control System.

Materialise Mimics je softver za obradu slika 3D modeliranja, razvijen od strane Materialisea, Belgijske tvrtke specijalizirane u aditivnim softverima za medicinsku, dentalnu i aditivnu industriju. Mimics programski paket koristi se za stvaranje 3D modela iz velikog broja 2D slika.

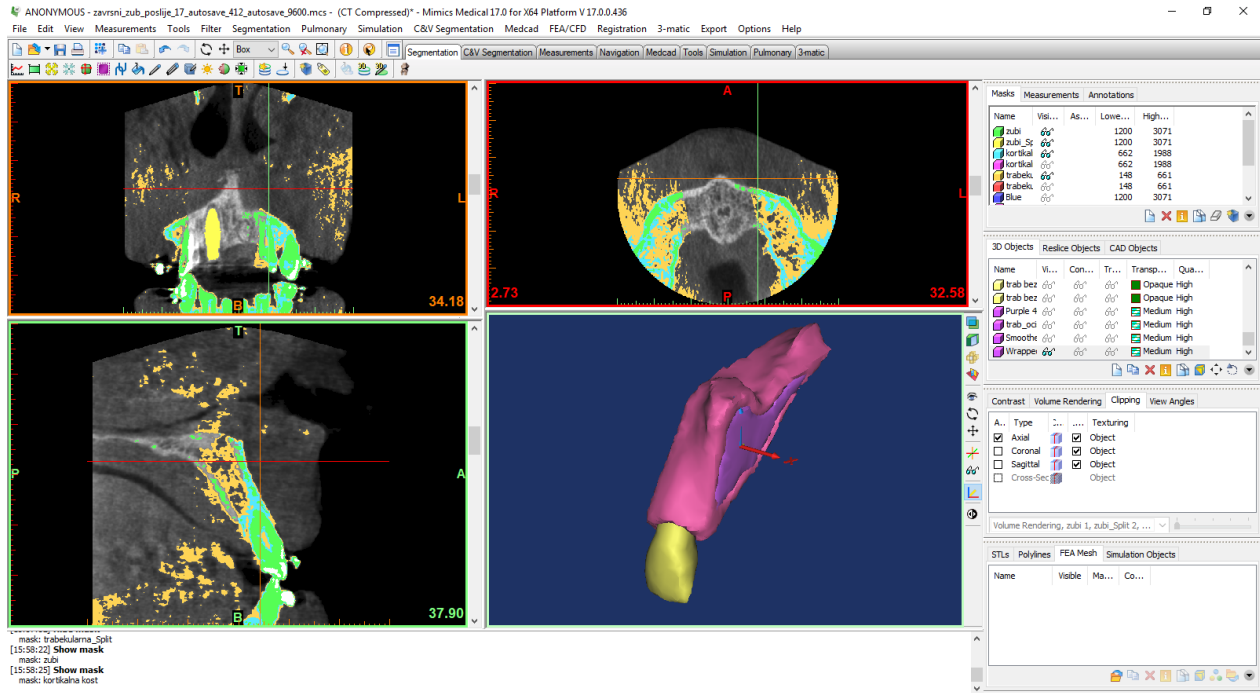
Mimics izračunava 3D površinu modela iz slikovnih podataka dobivenih putem računalne tomografije – CT, magnetne rezonance – MRI, rendgena ili ultrazvuka koristeći slikovnu segmentaciju. Najčešći input format je DICOM, ali i ostali formati slika također se mogu uvesti u Mimics.

Formati za izvoz se razlikuju, ovisno o narednoj aplikaciji. Mogu biti STL, VRML, PLY ili DXF. Također, 3D modeli mogu biti optimizirani za aplikacije s metodom konačnih elemenata ili računalnu dinamiku fluida.

Mimics su najviše prisvojili biomedicinski inženjeri i proizvođači uređaja u R&D svrhe u raznim medicinskim industrijama poput kardiovaskularne, kranio maksilofacijalne, ortopedske i pulmološke industrije. Ove industrije koriste jedinstvene pacijentove podatke u cilju poboljšanja razumijevanja njihovih implantata ili uređaja u biomehaničkim procesima.

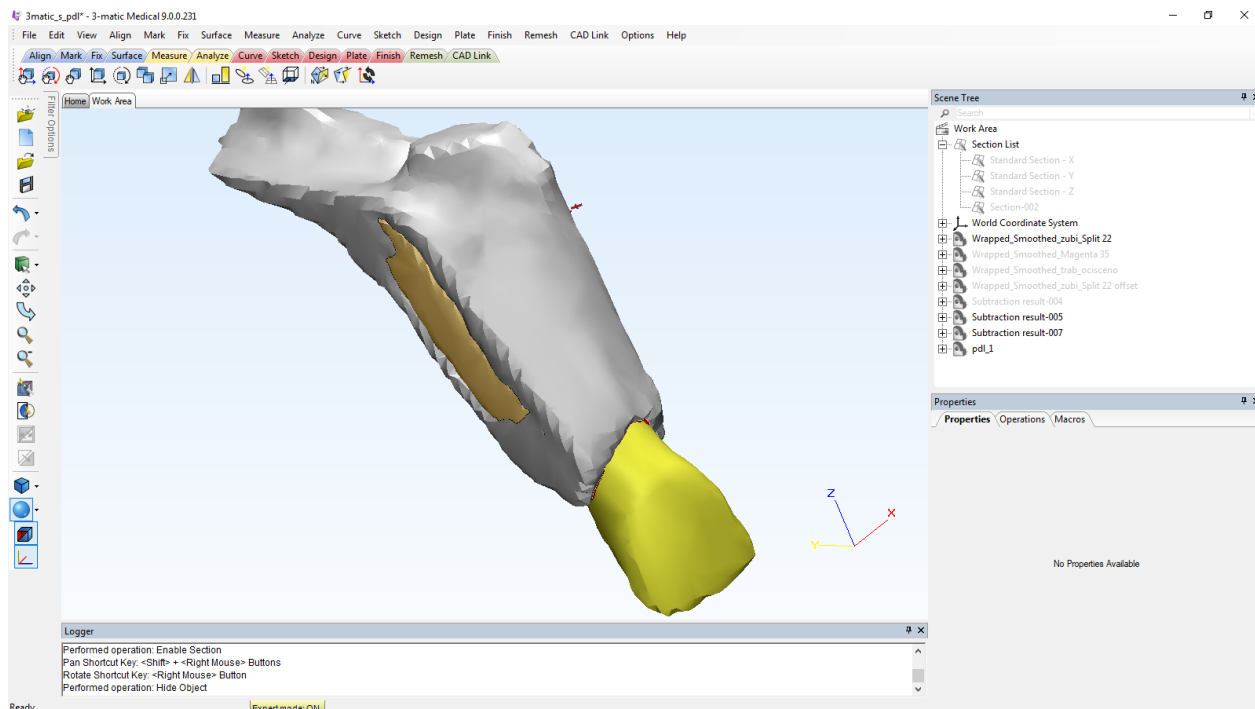
U globalu, programski paket Mimics ponaša se kao i svaki drugi program za kreiranje i manipulaciju 3D modelima, uz bitnu razliku, da se modeli u Mimicsu dobivaju izdvajanjem *maski* različitih vrijednosti HU. Ovi modeli često nisu dovoljno precizni. Njihova kvaliteta, a i preciznost ponajviše ovisi o kvaliteti samog snimanja. Općenito se može reći da su snimke dobivene putem CT-a kvalitetnije od standardnog rendgena, a nekvalitetnije od snimanja magnetnom rezonancom koja je najbolji tip snimanja kad je u pitanju segmentacija i kostiju i mekih tkiva, poput mišića, ligamenata, i sl.

Nakon kreiranja 3D modela Mimics omogućuje mnoge manipulacije sa samim modelom poput brisanja pojedinih dijelova, izdvajanja i dodavanja, opcije *threshold*, uređivanja maske u 3 ravnine i mnoge druge. Sučelje Mimicsa prikazano je slici 15.



Slika 15. Sučelje Mimicsa

Kao dio programskog paketa Mimics, 3-matic je neizostavan softver koji služi ponajviše za stvaranje mreže konačnih elemenata 3D modela ili stvaranje modela iz mreže konačnih elemenata. Komunikacija između Mimicsa i 3-matica je jednostavna, jer su svi formati modela jednaki, te je moguće jednostavno kopiranje modela između programa. U ovom radu, 3-matic je korišten, osim za kreiranje mreže konačnih elementa, i za modeliranje parodontnog ligamenta jer modeliranje istoga u Mimicsu je gotovo nemoguće radi loše kvalitete snimki dobivenih putem CBCT dijagnostike. Sučelje 3-matica prikazano je na slici 16.



Slika 16. Sučelje 3-matica

Segmentacija zuba, zajedno s dijelom kortikalne i trabekularne kosti i parodontni ligamentom, napravljena je u Mimicsu.

Pri kreiranju modela zuba, zajedno s odgovarajućim dijelom kosti, korištene su slike dobivene putem CT uređaja i prije i nakon terapije. Snimke prije terapije komprimira 379 slika (*slice*) veličine 500x500 piksela gdje je veličina piksela 0.2 mm. Snimka nakon terapije komprimira 453 slike veličine 451x451 piksel gdje je veličina piksela 0.133 mm. Detaljan opis segmentacije navedenih dijelova, objašnjen je u sljedećim poglavljima.

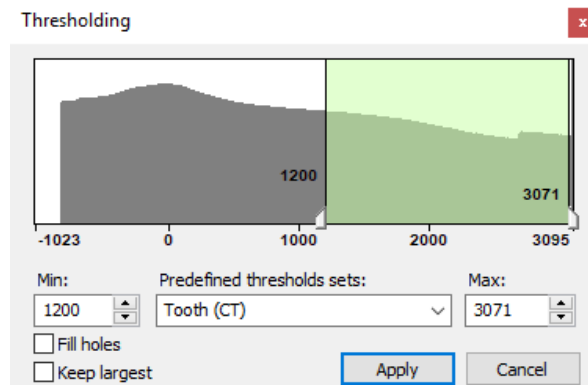
2. Metodologija

2.1. Dobivanje geometrije zuba i kosti

U programskom paketu Mimics, prvi korak za dobivanje geometrije je definiranje granica HU vrijednosti iz kojih se kreiraju *maske* pomoću kojih su izdvojeni kost, zub te paradontni ligament u svim ravninama na snimci.

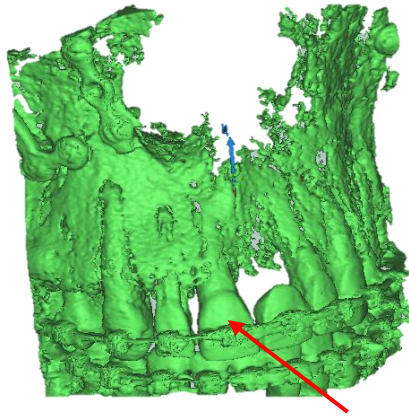
2.1.1. Kreiranje modela zuba

Postupak dobivanja geometrije počinje kreiranjem *maske*. U izborniku odabiru se vrijednosti od 1200 do 3071 HU koja obuhvaća područje vidljivosti zuba na CT snimkama kako je prikazano na slici 17.



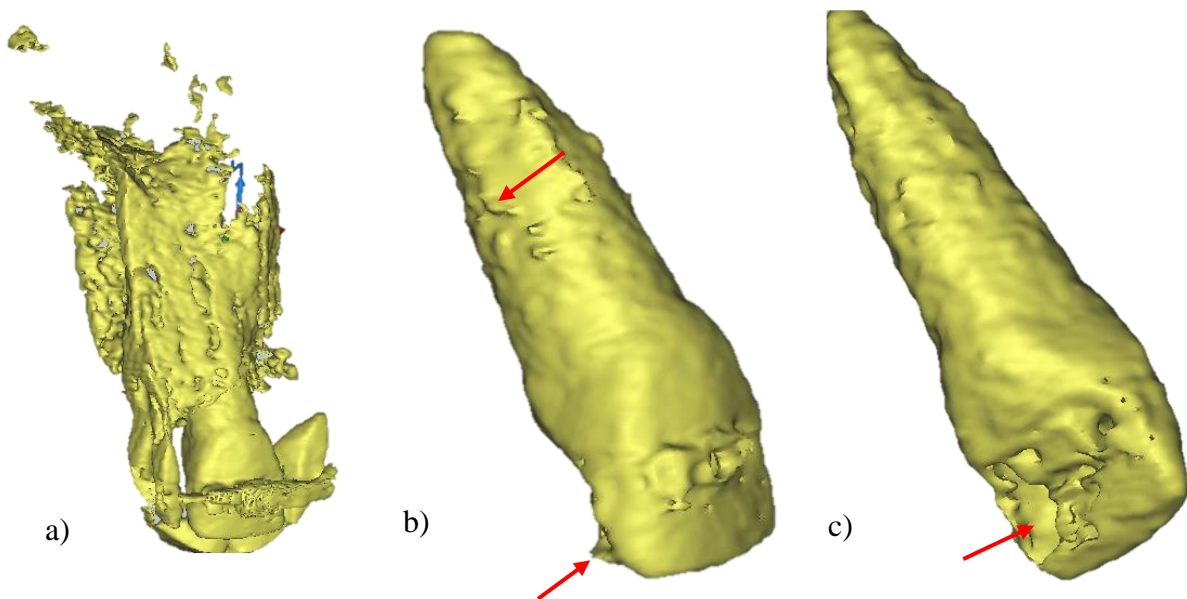
Slika 17. Zadavanje HU vrijednosti za dobivanje maske zuba

Nakon kreiranja maske, u idućem koraku potrebno je pretvoriti tu masku u 3D model. Korištenjem opcije *calculate 3D*, Mimics automatski kreira pripadni model iz maske kako je prikazano na slici 18.



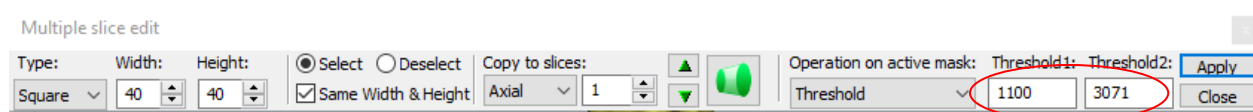
Slika 18. Potpuni 3D model čeljusti

Zbog kvalitete snimki te velikog raspona HU vrijednosti, osim pripadnih modela zubi, izdvojeni su i ostali nepotrebni dijelovi poput kosti, ortodontske naprave i slično. Na slici 18. označen je odabrani zub za analizu, koji je potrebno izdvojiti od ostatka modela. Zub je izdvojen korištenjem opcije *edit maski in 3D* gdje nam je omogućena potpuna manipulacija modelom. Na slici 19. prikazan je izdvojeni zub. U daljnjem postupku, uklonjeni su ostali nepotrebni dijelovi kosti i ortodontske naprave (slika 19b i 19c).



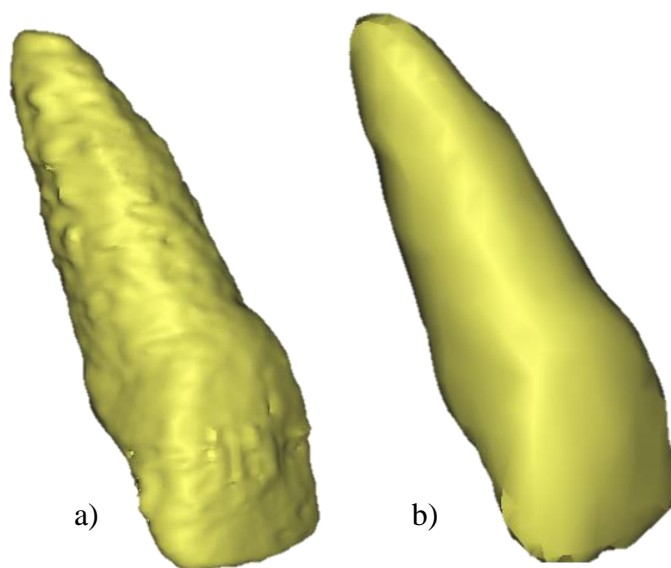
Slika 19. a) izdvojeni zub, b), c) zub nakon uklanjanja ostataka

Za popunjavanje rupa u modelu, najbolji izbor je opcija *multiple slice edit* (slika 20) pomoću koje je u 2D prikazu, smanjenjem vrijednosti HU broja, moguće popuniti rupe u maski.



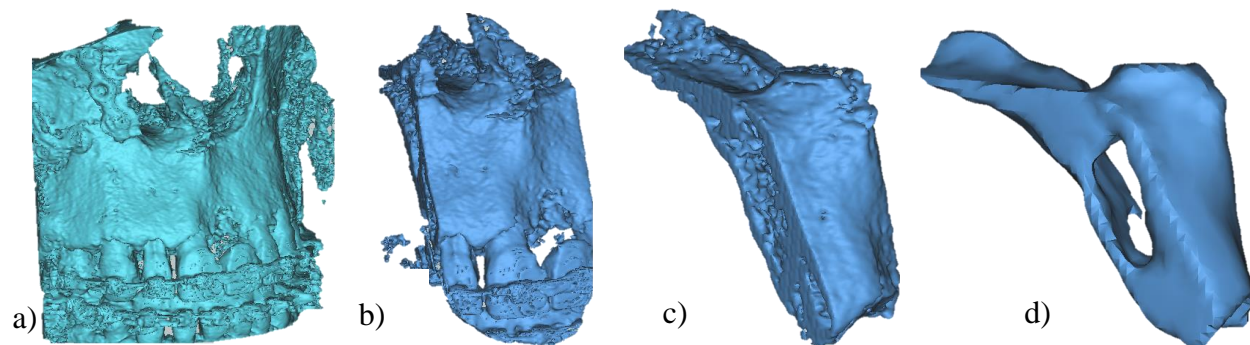
Slika 20. Multiple slice edit

Zadnji korak u procesu dobivanja geometrije je korištenje značajki *smooth* i *wrap* kojima su doručeni modeli (slika 21a i 21b).

Slika 21. Uređivanje modela zuba, a) *smoothing*, b) *wrap*

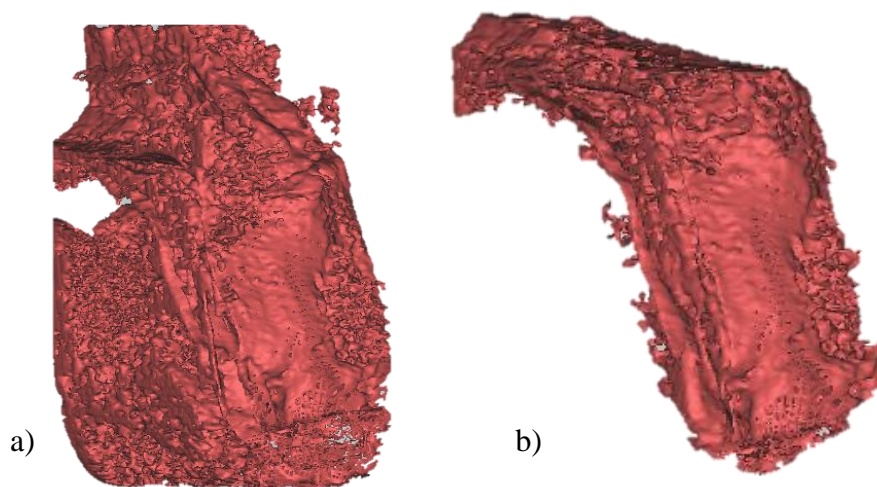
2.1.2. Kreiranje modela kosti

Model kosti sastoji se od 2 dijela, kortikalne i trabekularne kosti. Postupak dobivanja modela iz maske i segmentacija potrebnog dijela kosti identičan je postupku koji je proveden za zub. Osnovna razlika je u vrijednosti HU broja koji za kortikalnu kosti iznosi u rasponu od 662 do 1988 HU, dok je za trabekularnu kost raspon HU vrijednosti od 148 do 661 HU. Cijeli postupak segmentacije kortikalne kosti prikazan je na slikama 22a-d.



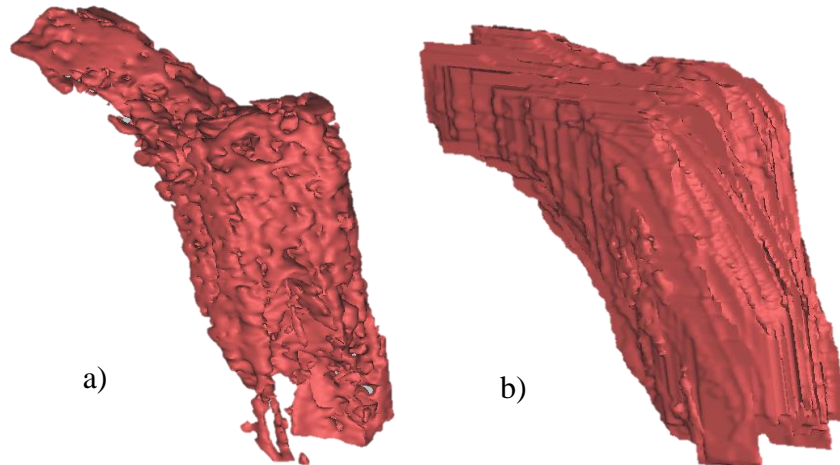
Slika 22. Segmentacija kortikalne kosti

Zbog niske vrijednosti HU broja proces dobivanja trabekularne kosti je kompleksniji od prethodno dobivenih modela. Vrijednost HU broja koja je definirana za trabekularnu kost je ujedno i vrijednost HU za neka meka tkiva koja softver prepoznaje u ovom dijelu segmentacije (slika 23.).



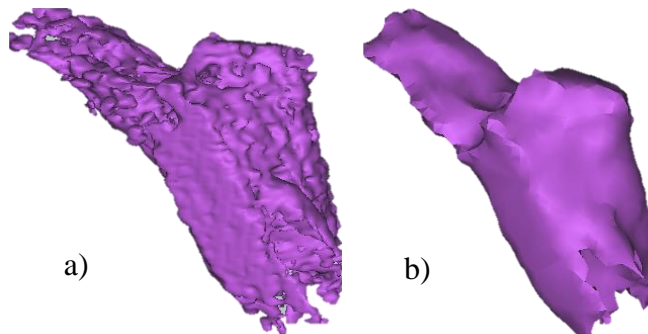
Slika 23. Početna faza segmentacije trabekularne kosti

Nakon uklanjanja svih nepotrebnih dijelova s modela trabekularne kosti, model nije dovoljno dobar za daljnju analizu zbog nehomogene strukture modela. Kao i kod trabekularne kosti i zuba, potrebno je popuniti sve rupe koje se nalaze u modelu (slika 24a). Kao i prethodne modele, trabekularnu kost je potrebno urediti značajkama *threshold*, opcija *multi slice edit*.



Slika 24. Modeli trabekularne kosti

Model trabekularne kosti dobiven navedenim značajkama nije zadovoljavajući (slika 24a), te su korištene značajke *smoothe* i *wrap* da bi se dobio model zadovoljavajuće razine (slika 25b).



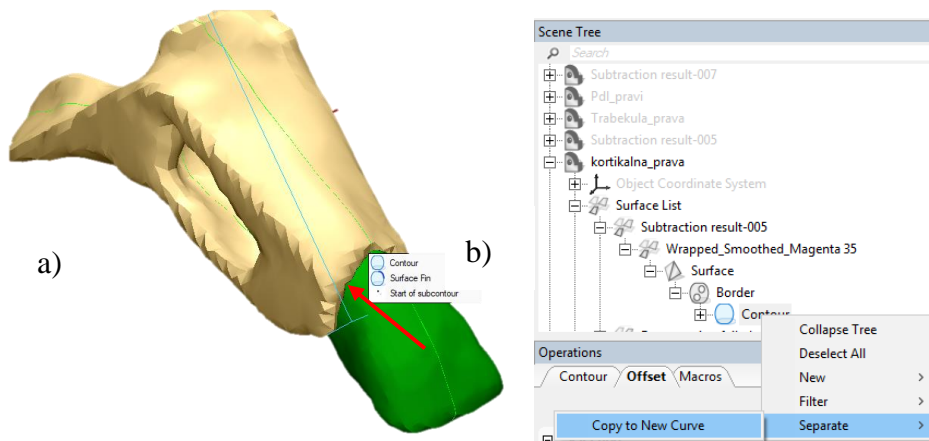
Slika 25. Modeli trabekularne kosti

2.1.3. Kreiranje modela parodontnog ligamenta

Paradontni ligament je teško vidljiv na CT snimkama, stoga je njegova segmentacija otežana, te da je vrlo teško dobiti klasičnim postupcima izdvajanja pomoću značajke *threshold*. Stoga, da bi se olakšalo dobivanje PDL-a, koristi se nekonvencionalno pristup. Prvo, dobivena je maska koja je veća od vidljivog PDL-a, te ulazi u okolne maske. Time je dobivena osnovna maska koja se dalje koristi za dobivanje PDL-a.

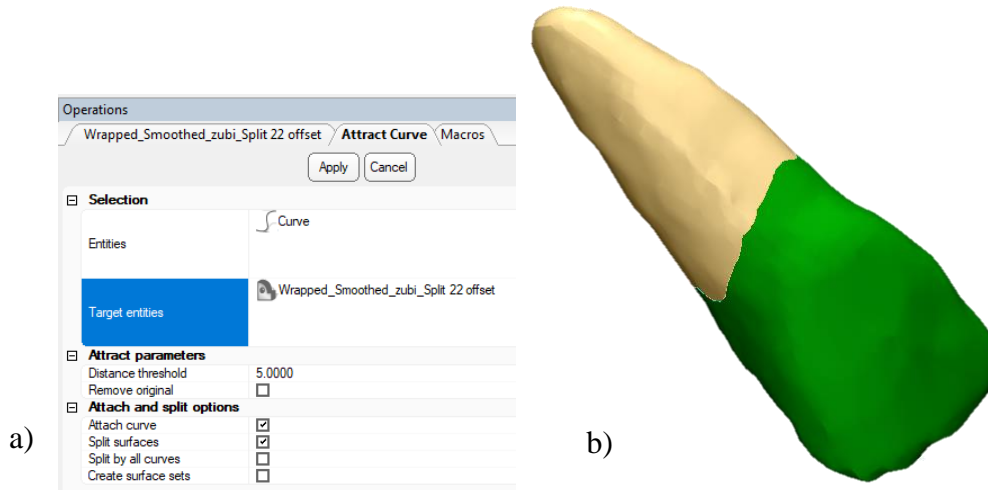
Sljedeći korak je korištenje značajke *boolean subtraction*, kojom je od maske kortikalne kosti oduzet novodobiveni model.

Dobivena je jedinstvena dodirna površina, te je moguće separirati krivulju (na slici 26a označena strelicom) koja spaja novo dobiveni model i kortikalnu kost (slika 26a).



Slika 26. Separacija krivulje

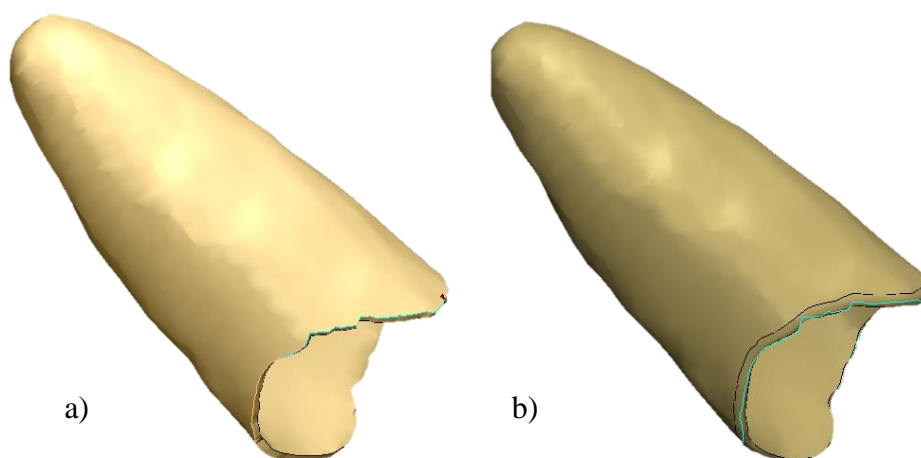
Nakon što je krivulja na modelu kortikalne kosti, u stablu modela s desne strane otvora se izbornik (slika 26b). Odabirom opcije *copy to new curve* kopirana je krivulja koju je potrebno zalijepiti na model PDL-a. Ta krivulja i dalje nije vezana na model. U padajućem izborniku *curve*, potrebno je odabrati *attract curve*. U izborniku s desne strane, odabrani su željeni parametri te opcije *attach curve* i *split surfaces* (slika 27a). Sada su dobivene dvije površine (slika 27b). Jedna površina nije potrebna, tj. donja površina (označena zeleno na slici 27b), dok je druga površina dodirna površina kortikalne kosti i budućeg modela PDL-a.



Slika 27. Dijeljenje površine modela za stvaranje modela PDL-a

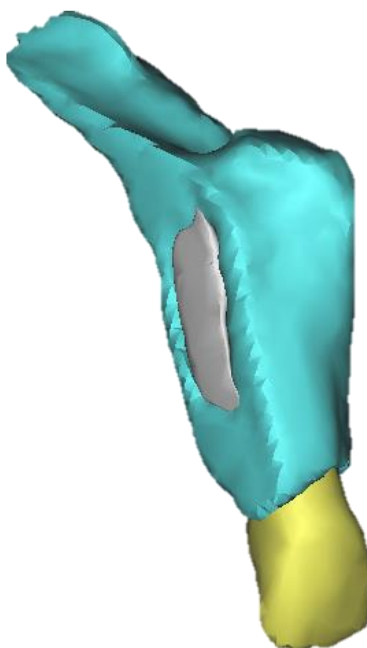
Sada kada je dobivena željena površina, značajkom *offset* za istu vrijednost, ali u suprotnom smjeru, potrebno je površinu proširiti na model (slika 28a).

Ovako dobiveni model često ima problem s oštrim rubovima na mjestu kopirane krivulje, iz tog razloga nije moguće stvoriti mrežu konačnih elemenata. Da bismo to izbjegli, značajkom *smooth edge* je pojednostavljen za jednostavnije kreiranje mreže (slika 28b).



Slika 28. Konačni model PDL-a

Na slici 29. prikazani su konačni modeli kosti, zuba i PDL-a.



Slika 29. Konačni modeli zuba, kosti i PDL-a

2.2. Očitavanje *Hounsfield unitsa*

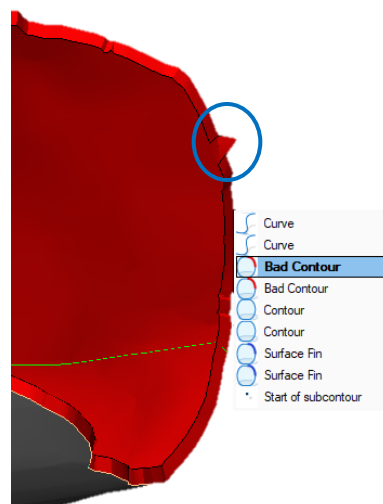
Kako bi se mogle očitati vrijednosti *Hounsfield unitsa* potrebno je u programu *3-Matic* kreirati mrežu konačnih elemenata, a potom modele s mrežom vratiti u *Mimics*.

Najjednostavniji način uvoza modela iz *Mimicsa* u *3-Matic* je označavanje gotovih modela, a potom desni klik na značajku *remesh*, pri čemu se otvara program *3-Matic*.

2.2.1. Diskretizacija modela

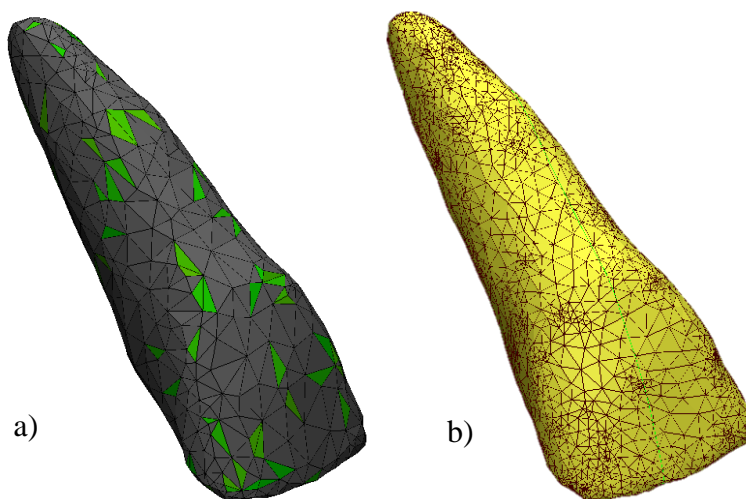
Da bi se dobila mreža konačnih elemenata, prvo je potrebno napraviti površinsku mrežu koja se sastoji od trokutnih 2D konačnih elemenata i volumensku mrežu, koja je sastavljena od 3D tetraedarskih konačnih elemenata. Za stvaranje volumenske mreže prvo je potrebno stvoriti površinsku mrežu.

Najčešći problemi koji se javljaju prilikom kreiranja površinske mreže jesu nepravilne krivulje na krajevima modela te krivulje koje nisu zatvorene (slika 30). Zato je potrebno prije diskretizacije površine provjeriti sve potencijalno loše bridove modela.



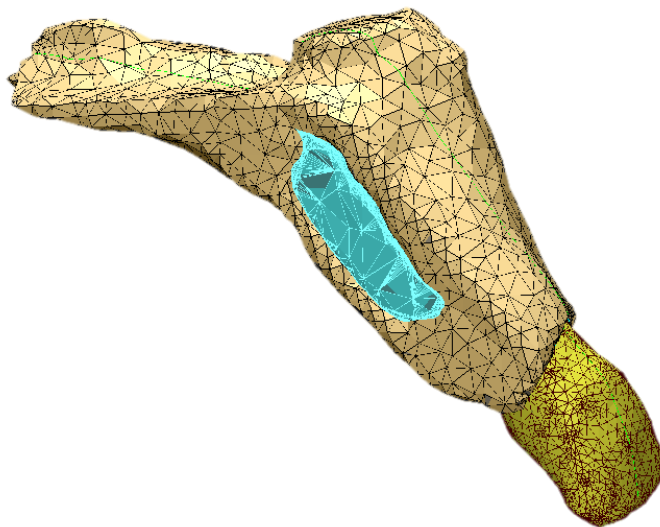
Slika 30. Nepravilan rub modela

Koristeći se značajkom *auto remash*, na modelima je stvorena površinska mreža konačnih elementa. Nakon kreiranja površinske mreže, potrebno ju je provjeriti zbog mogućih nedostataka koji nastaju uslijed nepravilnih trokutnih elementa (slika 31a). Značajkom *create inspection scene* moguće je provjeriti takve nepravilne elemente. Kako bi se uklonio problem distordiranih elemenata, smanjena je veličina elementa u mreži.



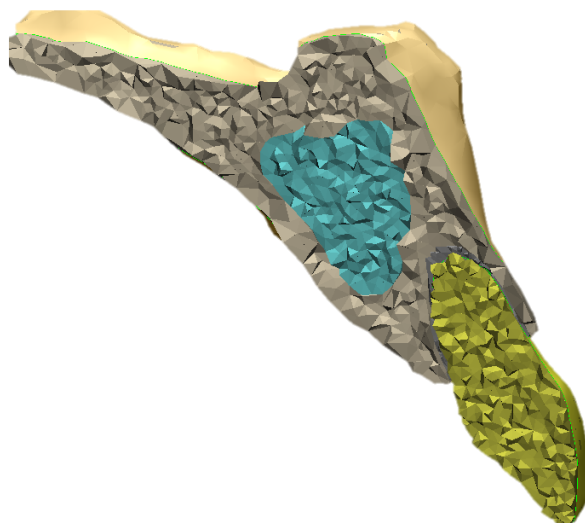
Slika 31. Mreža konačnih elemenata na modelu zuba, a) distordirna mreža konačnih elemenata (označeni zeleno na slici), b) zadovoljavajuća mreža konačnih elemenata

Istim postupkom kao i za model zuba, diskretizirane su površine modela trabekularne i kortikalne kosti kao i modela PDL-a. Na slici 32. prikazani su diskretizirani površinski modeli.



Slika 32. Diskretizirani površinski modeli

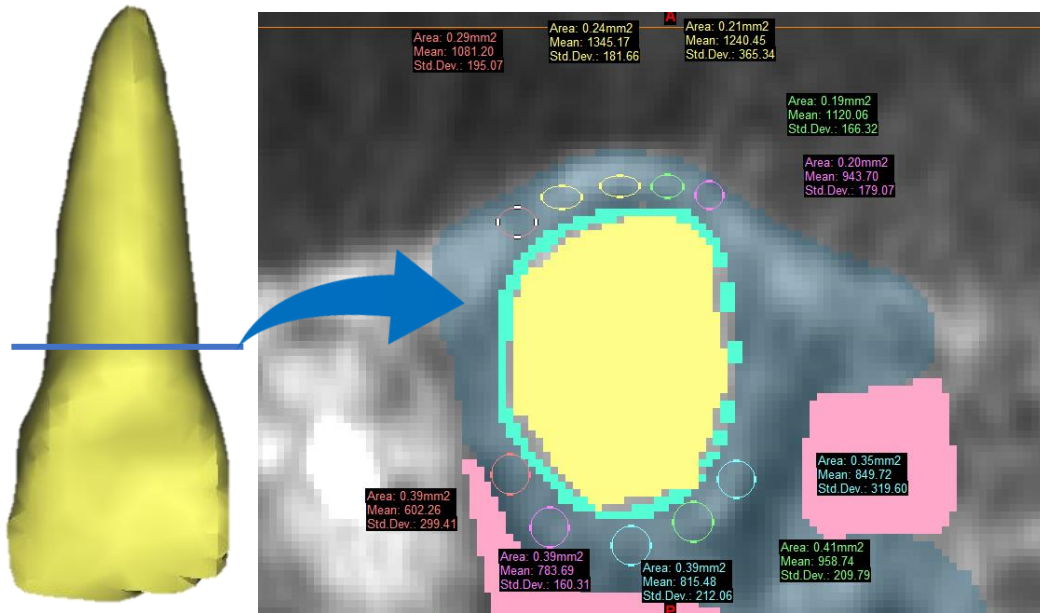
Sljedeći korak je dobivanje volumenske mreže za sve dijelove modela. Ako je ispravno kreirana površinska mreža, kreiranje volumenske mreže radi se preko značajke *create volume mesh*. Ovom značajkom potrebno je diskretizirati svaki model. Nakon kreiranja prostorne mreže (slika 33.), diskretizirane modele vraćamo natrag u *Mimics*, gdje očitavanje gustoće, odnosno HU vrijednosti vršimo pomoću opcije *measure density in ellipse*.



Slika 33. Volumenska diskretizacija modela

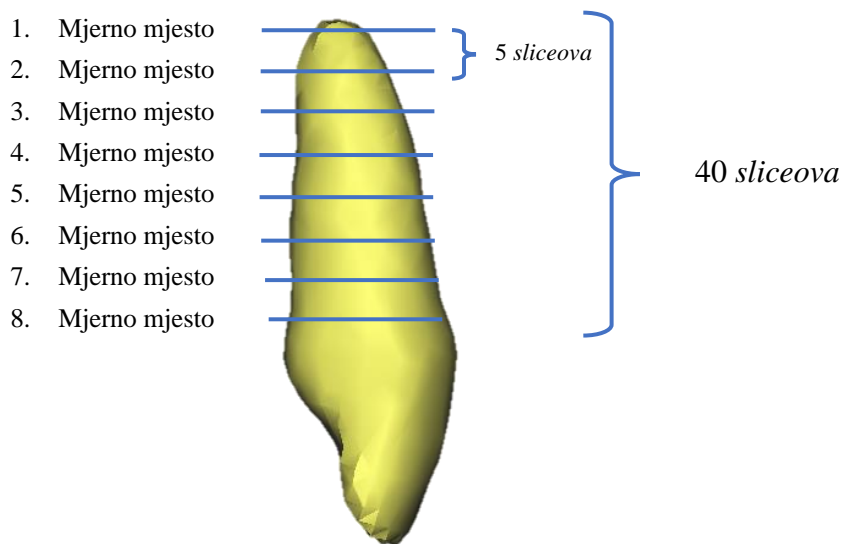
2.2.2. Očitavanje vrijednosti HU

Sljedeći korak u izradi završnog rada je bio očitavanje HU vrijednosti na obje kosti u karakterističnim točkama. Pretpostavljen je smjer pomaka zuba, kao i područja na kosti u kojima bi trebalo doći do promjene. Princip koji smo koristili prilikom mjerenja vrijednosti HU broja je postavljenje 10 kružnih mjernih polja u labijalnom i lingualnom području (slika 2.) u vodoravnoj ravnini (slika 34). Kako bi rezultati bili dosljedni, uzet je veći broj mjernih mjesta.



Slika 34. Princip mjerenja podataka

Ovakvih 10 mjernih polja, 5 u labialnom području i 5 u lingualnom području, napravljeno je na 40 *sliceva*, krenuvši od početka dodira kortikalne kosti i krune zuba pa sve do *slicea* gdje prestaje kontakt zuba i kortikalne kosti (slika 35.). Od svih izmjerenih podataka, 400 mjerenja prije terapije i 400 mjerenja poslije terapije, stvorena je baza podataka prema kojoj je, usporedbom prije i poslije terapije, određeno područje pregradnje i razgradnje koštanog tkiva.



Slika 35. Podjela mjernog područja

Kako je prikazano u tablici 2, od izmjerenih podataka napravljene su prosječne vrijednosti, na prednjoj i stražnjoj strani, te na svakom *sliceu*. Nakon određivanja prosječnih vrijednosti, ispred i iza zuba, svih 40 *sliceva*, ponovno je uzeta srednja vrijednost na način da je 40 *sliceva* podijeljeno na 8 područja, tj. prosječna vrijednost na 5 *sliceva*. U tablici 2. prikazan je dio podataka mjerenja s modela nakon terapije.

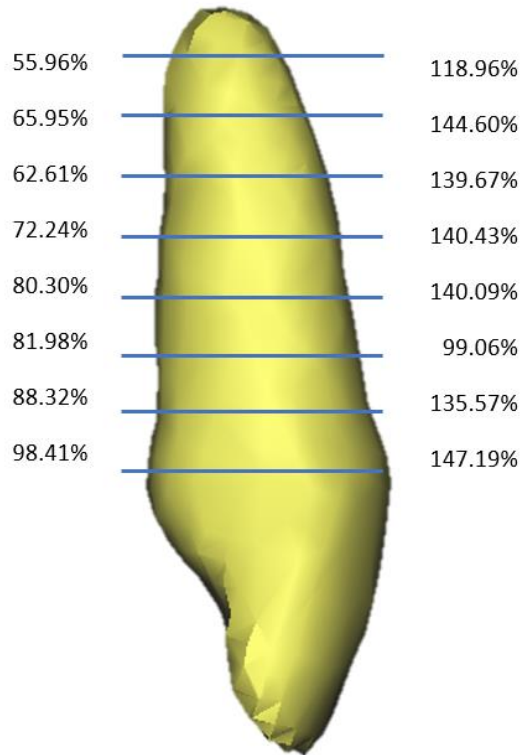
Tablica 2. Dio izmjerenih podataka i princip usporedbe

Mjerno mjesto <i>Slice</i>	1	2	3	4	5	Prosjek <i>slicea</i>	Prosjek 5 <i>sliceva</i>
19.95	1096.88	728.90	201.09	416.48	752.24	639.12	719.30
20.08	1141.62	780.43	320.82	410.90	705.59	671.87	
20.22	1204.23	821.71	480.18	401.95	655.18	712.65	
20.35	1238.88	769.35	616.59	493.11	774.36	778.46	
20.48	1197.52	819.82	723.36	501.67	729.58	794.39	
20.61	1148.12	868.73	821.81	540.11	687.83	813.32	819.95
20.75	1086.41	1013.59	664.00	610.47	692.50	813.39	
20.88	1084.84	1092.23	746.05	620.95	661.78	841.17	
21.01	1086.88	1124.38	586.70	587.11	681.53	813.32	
21.15	1112.88	1177.05	772.10	506.15	524.59	818.55	
21.28	1131.15	1123.14	667.20	471.10	616.87	801.89	861.65
21.41	1100.70	1020.71	822.05	518.85	642.40	820.94	
21.55	1126.70	1046.62	657.53	614.83	687.27	826.59	
21.68	1154.41	1102.50	803.84	803.67	784.67	929.82	
21.81	1190.60	1087.36	718.52	813.89	834.57	928.99	
21.94	1352.88	1187.50	935.19	876.17	733.86	1017.12	1060.14
22.08	1500.54	1164.74	941.92	869.11	730.50	1041.36	
22.21	1528.46	1251.00	1141.75	873.89	672.55	1093.53	
22.34	1427.35	1209.64	1081.24	839.75	781.57	1067.91	
22.48	1286.65	1280.73	1192.76	899.80	744.05	1080.80	

Rezultati mjerenja u obliku

$$\frac{HU_{\text{poslije}}}{HU_{\text{prije}}} \cdot 100\% \quad (11)$$

prikazani su na slici 36 prema promjeni na pripadnom području kosti oko zuba.



Slika 36. Promjena HU vrijednosti u postotnim vrijednostima na pripadajućim mjestima oko zuba

2.3. Izračunavanje vrijednosti modula elastičnosti

Modul elastičnosti kortikalne kosti možemo izraziti preko prividne gustoće kosti [15],

$$E = 3,3 \cdot (\rho_{\alpha})^{2,4}, \quad (22)$$

gdje je ρ_{α} prividna gustoća kosti izražena u $\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ a E je modul elastičnosti izražen u $\frac{\text{N}}{\text{m}^2}$.

Prividna gustoća kosti predstavlja masu kosti, bez koštane srži, podijeljenu s volumenom što ga kost zauzima. Iz jednadžbe (12) vidimo da se vrijednost modula elastičnosti razlikuje od kosti do kosti, ali isto tako i između dijelova jedne kosti.

1977. Carter i Haynes [15] predstavili su empirijsku formulu koja povezuje modul elastičnosti proizvoljne kosti s prividnom gustoćom:

$$E = c \cdot \varepsilon^{0,06} \cdot (\rho_{\alpha})^3, \quad (13)$$

gdje su: E modul elastičnosti u $\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$, C je materijalna konstanta, ε je stupanj napreznja tijekom opterećenja u $\frac{1}{\text{s}}$, a ρ je prividna gustoća u $\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$.

Istraživanja su potvrdila kako je utjecaj stupnja napreznja ε jako mali, te se može zanemariti. Stoga jednačina (13) prelazi u oblik:

$$E = C \cdot (\rho_\alpha)^3 \quad (14)$$

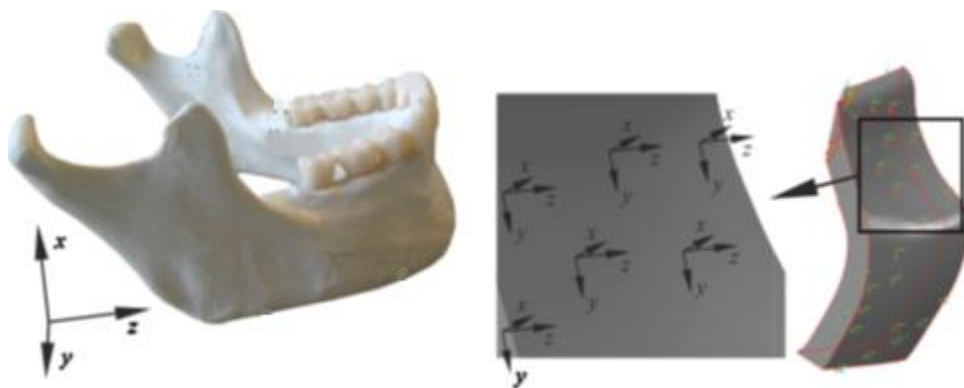
Materijalna konstanta C u jednačini (14) određena je nizom *in vitro* testiranja. Prema [15] Huang sugerira vrijednosti konstante C u iznosu od 1250 za kortikalnu kost i 250 za trabekularnu kost. Ova formula ne uzima u obzir anizotropiju kosti, tako da se može koristiti samo za izračunavanje izotropnih modula elastičnosti.

Rho [15] 1995. godine predstavlja 3 empirijske linearne jednačine (15) koje povezuju modul elastičnosti s prividnom gustoćom kortikalne kosti, što pruža temelje za ortotropno modeliranje:

$$\begin{aligned} E_x &= 6,382 + 0,255 \cdot (-23,93 + 24\rho_\alpha), \\ E_y &= -13,05 + 13\rho_\alpha, \\ E_z &= -23,93 + 24\rho_\alpha, \end{aligned} \quad (15)$$

gdje je E izražen u $\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$, a prividna gustoća ρ_α u $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$.

Svaka od jednačini (15) opisuje ponašanje kosti u zasebnim smjerovima koji odgovaraju lokalnom koordinatnom sustavu na slici 37.



Slika 37. Koordinati sustav donje čeljusti [15]

Predložena formula za izračunavanje prividne gustoće kosti ρ_α , prema [15] je

$$\rho_{\alpha} = \frac{2000}{2050} \cdot HU. \quad (16)$$

Jednadžba (16) je univerzalna jednadžba te se može koristiti za izračunavanje prividne gustoće svih kostiju.

Uvrštavanjem jednadžbe (16) u jednadžbu (14) te uzimanjem vrijednosti materijalne konstante c od 1250 za korikalnu kosti, dobivamo jednadžbu za izračunavanje modula elastičnosti kod izotropnog modela:

$$E = 1250 \cdot 10^{-9} \cdot \left(\frac{2000}{2050} \cdot HU \right)^3 \quad (17)$$

gdje je modul elastičnosti E izražen u $\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$.

Ako jednadžbu (16) uvrstimo u jednadžbe (15), uz vrijednost materijalne konstante c od 1250 za kortikalnu kost, dobivamo 3 linearne jednadžbe za izračunavanje modula elastičnosti kod ortotropnog modela kortikalne kosti:

$$\begin{aligned} E_x &= 6,382 + 0,255 \cdot \left(-23,93 + \frac{960}{41} \cdot HU \right), \\ E_y &= \left(\frac{520}{41} \cdot HU - 13,06 \right), \\ E_z &= \left(\frac{960}{41} \cdot HU - 23,93 \right). \end{aligned} \quad (18)$$

3. Rezultati

Kako je prethodno prikazano, dolazi do promjena svojstava kortikalne kosti čiji je uzrok gibanje zuba unutar same kosti. Te promjene, koje se očituju kroz promjenu gustoće, direktno su povezane s vrijednosti *Houndsfield unitsa*, što pokazuje jednadžba (16).

Kao što je vidljivo iz jednadžbe (16), promjena gustoće s promjenom vrijednosti HU je linearna. Rezultati u tablici 1 prikazuju iznose relativne gustoće prije i nakon terapije izračunate preko jednadžbe (16). Vrijednosti u tablici 2 prikazuju vrijednosti modula elastičnosti za ortotropni model ovisan o gustoći. Vrijednosti se odnose na 3 karakteristična smjera prema koordinatnom sustavu prema slici 37., gdje os *x* predstavlja okluzijski smjer, os *y* predstavlja medijalni smjer, a os *z* frontalni smjer.

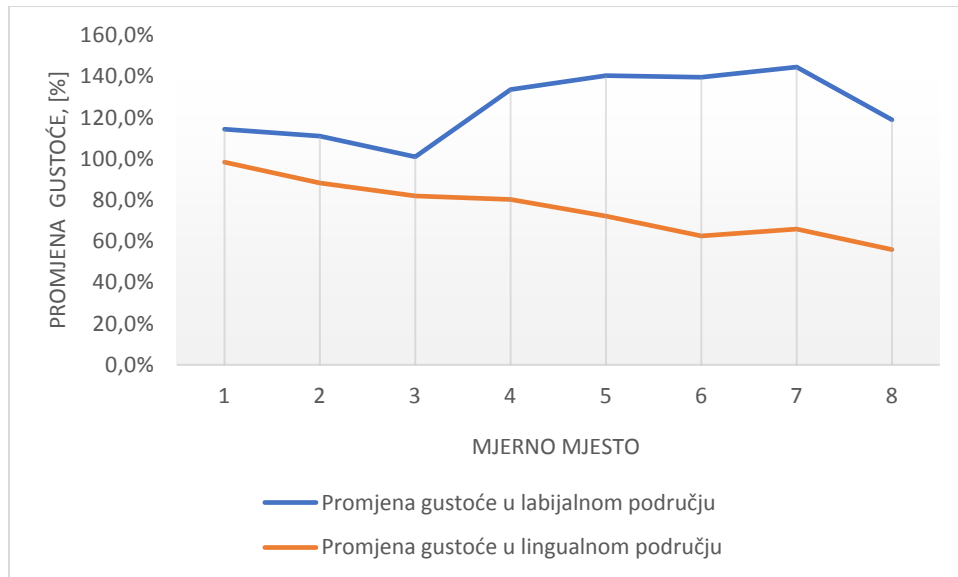
Tablica 3. Prividna gustoća na karakterističnim dijelovima prema slici 37.

	<i>Mjerenje</i>	<i>HU</i>	<i>Gustoća u labijalnom području</i> $\left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}\right]$	<i>HU</i>	<i>Gustoća u lingualnom području</i> $\left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}\right]$
<i>Nakon terapije</i>	1	884.81	863.23	931.51	908.79
	2	833.84	813.50	811.94	792.14
	3	878.19	856.77	815.46	795.57
	4	1060.14	1034.28	835.44	815.06
	5	1136	1108.29	797.57	778.12
	6	1251.11	1220.60	693.47	676.56
	7	1228.11	1198.16	685.23	668.52
	8	1133.95	1106.29	610.78	595.88
<i>Prije terapije</i>	1	773.52	754.65	946.53	923.44
	2	750.83	732.52	919.29	896.87
	3	869.34	848.14	994.73	970.47
	4	793.18	773.83	1040.35	1014.98
	5	808.92	789.19	1104	1077.07
	6	895.78	873.93	1107.6	1080.59
	7	849.32	828.60	1038.94	1013.60
	8	953.25	930.00	1091.53	1064.91

Grafički prikaz rezultata iz tablice 3. u obliku:

$$\frac{\rho_{\alpha_{nakon}}}{\rho_{\alpha_{prije}}} \cdot 100\% \quad (3)$$

dan je na slici 38.



Slika 38. Grafički prikaz promjene gustoće prije i nakon terapije

Prema jednadžbama (18) možemo izračunati vrijednosti modula elastičnosti u tri karakteristična smjera koristeći se podacima HU vrijednosti dobivenih putem programskog paketa *Mimics*. Rezultati modula elastičnosti E_i , prije i nakon terapije, dani su u tablici 4.

Tablica 4. Prikaz modula elastičnosti u 3 smjera prema karakterističnim smjerovima prema slici 37.

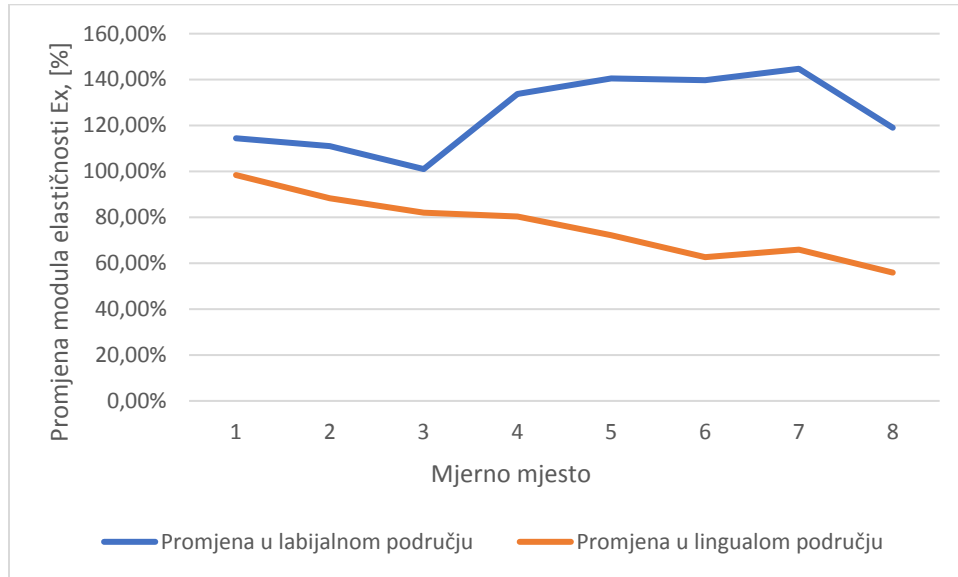
Poslije terapije		Labijalno područje	Lingualno područje	Prije terapije		Labijalno područje	Lingualno područje	Promjena E_i u labijalnom području	Promjena E_i u lingualnom području
								$\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	$\left[\frac{N}{mm^2} \right]$
1	E_x	5283.24	5562.08	1	E_x	4618.76	5651.76	114.4%	98.4%
	E_y	11208.9	11801.2		E_y	9797.44	11991.7	114.4%	98.4%
	E_z	20693.6	21787		E_z	18087.8	22138.7	114.4%	98.4%

2	E_x	4977.54	4848.16	2	E_x	4483.28	5489.11	111.0%	88.3%
	E_y	10559.6	10284.7		E_y	9509.66	11646.2	111.0%	88.3%
	E_z	19494.7	18987.3		E_z	17556.5	21500.9	111.0%	88.3%
3	E_x	5243.72	4869.17	3	E_x	5193.86	5939.55	101.0%	82.0%
	E_y	11125	10329.4		E_y	11019.1	12603	101.0%	82.0%
	E_z	20538.6	19069.8		E_z	20343.1	23267.3	101.0%	82.0%
4	E_x	6330.09	4988.47	4	E_x	4736.14	6211.93	133.7%	80.3%
	E_y	13432.6	10582.8		E_y	10046.8	13181.6	133.7%	80.3%
	E_z	24798.9	19537.6		E_z	18548.1	24335.5	133.7%	80.3%
5	E_x	6783.03	4762.36	5	E_x	4830.12	6595.55	140.4%	72.2%
	E_y	14394.7	10102.5		E_y	10246.4	13996.5	140.5%	72.2%
	E_z	26575.1	18650.9		E_z	18916.6	25839.9	140.5%	72.2%
6	E_x	7470.32	4140.8	6	E_x	5348.74	6613.46	139.7%	62.6%
	E_y	15851.7	8782.2		E_y	11348.1	14034.5	139.7%	62.6%
	E_z	29270.4	16213.4		E_z	20950.4	25910.1	139.7%	62.6%
7	E_x	7333	4091.6	7	E_x	5071.34	6203.51	144.6%	66.0%
	E_y	15563	8677.62		E_y	10758.8	13163.7	144.7%	65.9%
	E_z	28731.8	16020.5		E_z	19862.6	24302.5	144.7%	65.9%
8	E_x	6770.79	3647.08	8	E_x	5691.98	6517.51	119.0%	56.0%
	E_y	14368.7	7733.42		E_y	12076.9	13830.7	119.0%	55.9%
	E_z	26527.1	14277.3		E_z	22296.1	25533.8	119.0%	55.9%

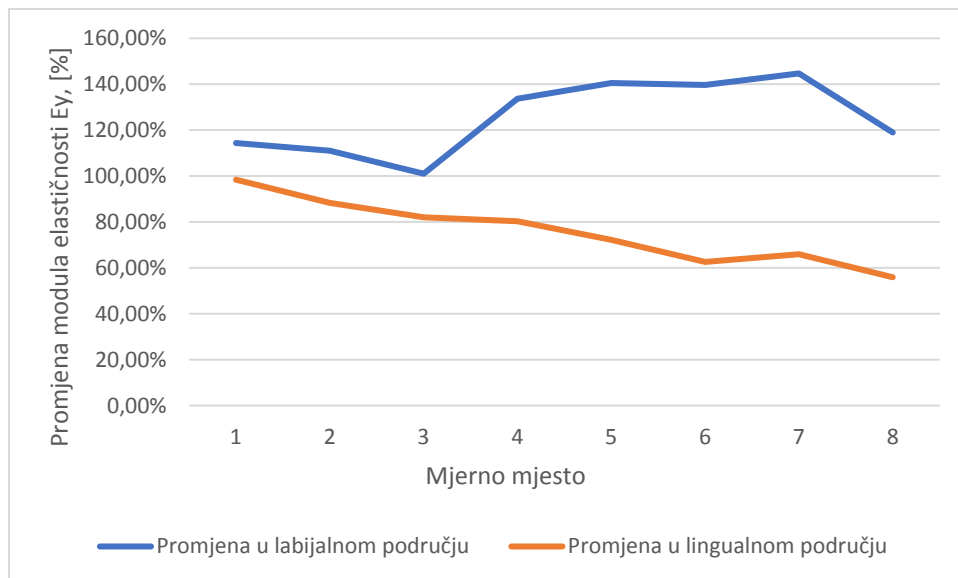
Promjena modula elastičnosti izražena je u obliku

$$\frac{E_i(\text{poslije})}{E_i(\text{prije})} \cdot 100\%. \quad (4)$$

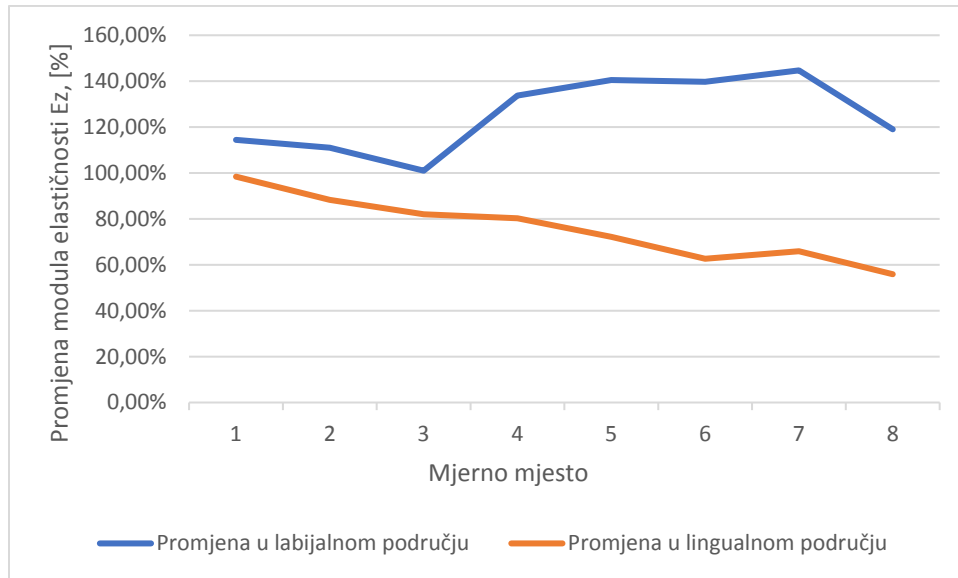
Tablične vrijednosti prikazane su na slikama 39., 40. i 41. za pojedini modul elastičnosti.



Slika 39. Promjena modula elastičnosti E_x u labijalnom i lingualnom području

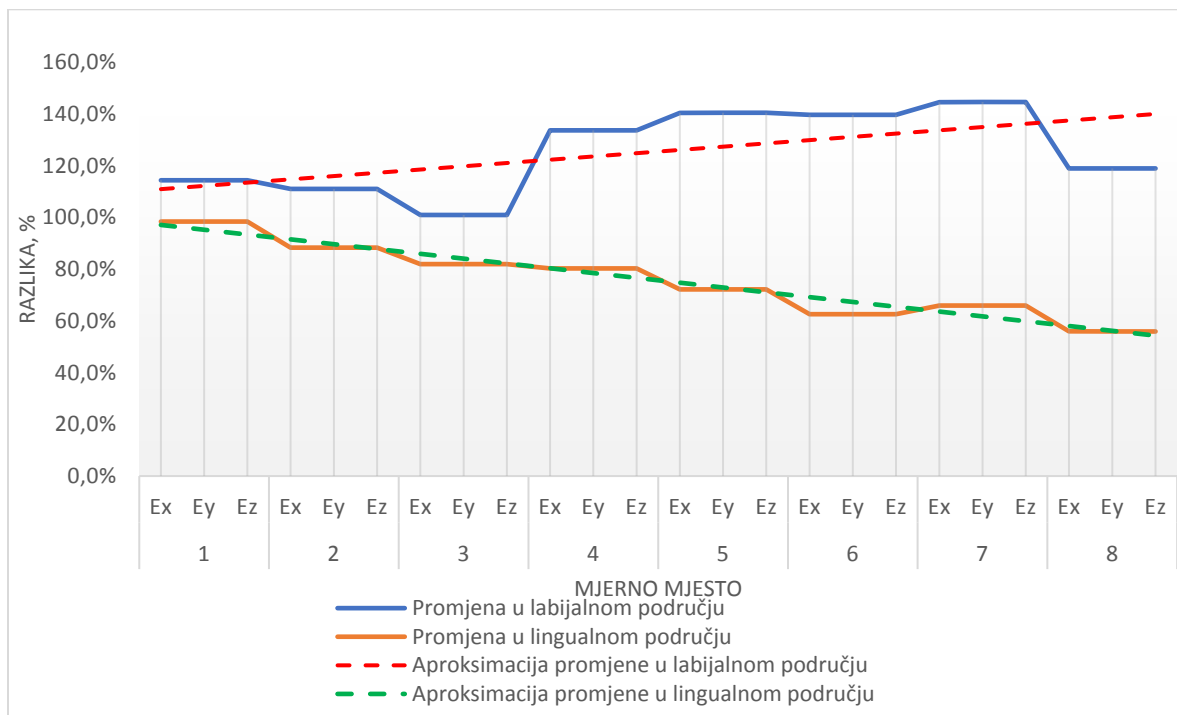


Slika 40. Promjena modula elastičnosti E_y u labijalnom i lingualnom području



Slika 41. Promjena modula elastičnosti E_z u labijalnom i lingualnom području

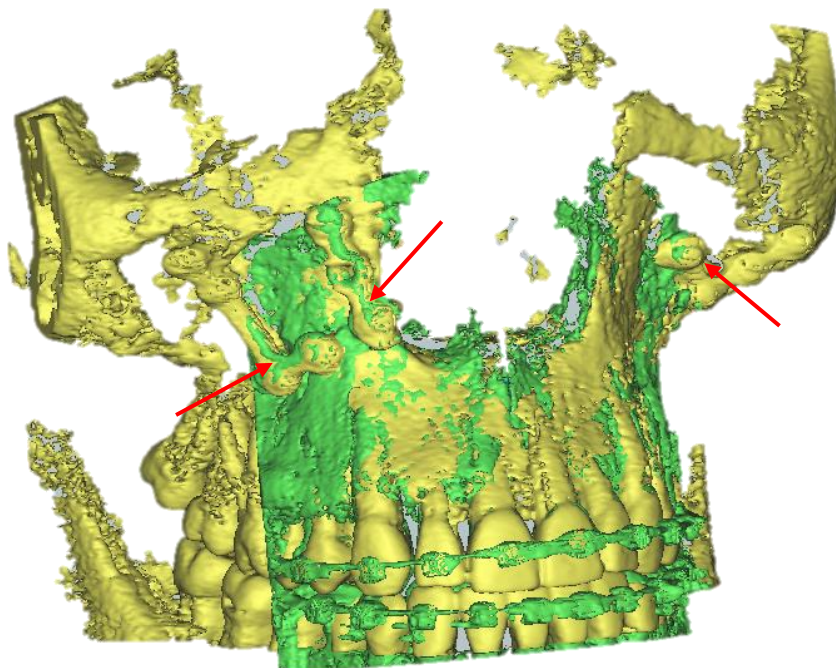
Sa slika 39., 40., 41. vidimo da je promjena modula elastičnosti jednaka u karakterističnim smjerovima koordinatnog sustava prema slici 37. Prema tome, možemo te promjene prikazati u zajedničkom grafu (slika 42). Također, promjena modula elastičnosti se može aproksimirati pravcem ($y = ax + b$), uz odstupanja u labijalnom području, što je objašnjeno u daljnjem radu.



Slika 42. Grafički prikaz promjene modula elastičnosti kortikalne kosti, E_x , E_y , E_z u lingualnom i labijalnom području

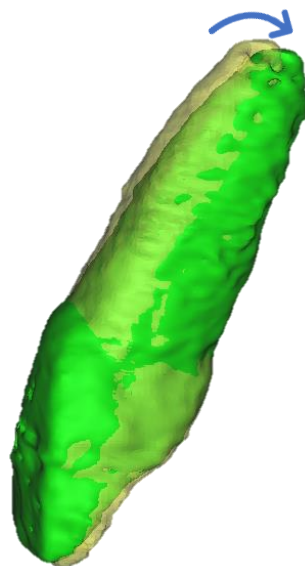
Rezultati mjerenja promjene HU vrijednosti potvrđeni su usporedbom kompletnih modela čeljusti prije i poslije terapije. U programskom paketu *Mimics*, kopirane su maske prije i poslije terapije s rasponom HU vrijednosti od 1200 do 3071. Na slici 43. model prije terapije označen je žutom bojom, dok je model poslije terapije označen zelenom bojom.

Budući da ove maske, točnije modeli, nemaju zajedničko ishodište koordinatnog sustava, potrebno je postaviti referencu usporedbe. Kako ne možemo koristiti zube kao reference, jer se zubi gibaju, koristit ćemo se kostima gornje čeljusti (označene na slici 43.). Značajkama *move* i *rotate* u programskom paketu *Mimics* gornje čeljusti obje snimke, prije i poslije terapije, su postavljene u isto ishodište, gdje je dobiveno preklapanje kosti. Upravo njihovim preklapanjem možemo usporediti pomake zuba prije i nakon terapije (slika 43.).



Slika 43. Usporedba modela prije i nakon terapije u programskom paketu *Mimics*

Kako bi se prikazao pomak zuba, izoliran je dio modela gdje se nalazi promatrani zub (slika 44.). Na slici 44. zub označen zelenom bojom je zub nakon terapije, tj. nakon pomaka.



Slika 44. Usporedba zuba prije i nakon terapije u programskom paketu *Mimics*

4. Zaključak

Prema grafičkim rezultatima (slika 38.) i tabličnim podacima (tablica 3.) možemo zaključiti smjer i način gibanja zuba preko promjene gustoće, odnosno vrijednosti HU. Vidimo kako na dijelu kosti iza zuba, tj. u lingualnom području, dolazi do smanjenja gustoće kosti, a proporcionalno gustoći i modul elastičnosti. Nasuprot tomu, s prednje strane, odnosno, u labijalnom području dolazi do povećanja gustoće, odnosno modula elastičnosti kosti. Također, prema grafičkim podacima vidimo kako se promjena s prednje a i sa stražnje strane ponaša aproksimacijski linearno. Osim toga, prema literaturi [11] primjećujemo kako je ovaj tip pomaka kontrolirano naginjanje.

Potrebno je naglasiti, kako se odstupanja prosječnih vrijednosti HU na labijalnom području, tj. ispred zuba, događaju ponajviše zbog činjenice kako je kortikalna kost u labijalnom području jako tanka, te pri očitavanju vrijednosti HU (slika 34.) dolazi do zahvaćanja područja gdje nema kosti. Zbog toga se, grafički podaci, koji se odnose na promjenu gustoće i modula elastičnosti u labijalnom području, ne ponašaju kao podaci u lingualnom području. Nasuprot tomu, lingualno područje zuba je deblje i homogenije te se podaci ponašaju prema očekivanim rezultatima.

Ovim radom potvrdili smo početnu pretpostavku da uslijed vanjskih opterećenja dolazi do procesa resorpcije kosti, odnosno razgradnje i pregradnje. Opterećenje na kost, u ovom slučaju pritisak zuba uslijed pomaka, dovodi do spomenutih procesa u alveolnoj kosti. Proces pregradnje, čiji je rezultat pregradnja kosti, a samim time i povećavanje prividne gustoće, odvija se u području koje je opterećeno vlačno. Nasuprot tomu, u području koje je opterećeno tlačno, dolazi do procesa razgradnje kosti, a analogno tomu i do smanjena prividne gustoće.

Osim toga, pregledom rezultata, promjena prividne gustoće kosti, koja je produkt spomenutih procesa, jednaka je kao i promjena modula elastičnosti. Također, koristeći empirijske jednadžbe, vidljivo je da su promjene prividne gustoće i modula elastičnosti proporcionalne promjeni HU vrijednosti.

Uzevši u obzir gore navedene tvrdnje, promjene HU vrijednosti možemo povezati s procesima razgradnje i pregradnje.

5. Literatura

- [1] Nakaš E, Tiro A; Džemidžić V; Redžepagić-Vražalica L; Ajanović M; Osnovi ortodontske dijagnostike, (2014.), Univerzitet u Sarajevu, Stomatološki fakultet sa klinikama
- [2] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Zub> (8.1.2018.)
- [3] <http://what-when-how.com/dental-anatomy-physiology-and-occlusion/introduction-to-dental-anatomy-dental-anatomy-physiology-and-occlusion-part-3/> (19.2.2018.)
- [4] https://en.wikipedia.org/wiki/Bone_remodeling (17.2.2018.)
- [5] <http://dental.pitt.edu/periodontal-ligament-functions> (10.1.2018.)
- [6] https://en.wikipedia.org/wiki/Periodontal_fiber (9.1.2018.)
- [7] Špalj S. i suautori; Ortodonstki priručnik, 2012, Medicinski fakultet sveučilišta u Rijeci
- [8] http://www.osdiaorthodontics.com/store/index.php?route=product/product&product_id=337v
- [9] <http://www.dentalpedia.ca> (20.1.2018.)
- [10] https://en.wikipedia.org/wiki/Cone_beam_computed_tomography#Bone_density_and_the_Hounsfield_scale (8.1.2018.)
- [11] Natali N.N., (2003.), Dental Biomechanics, University of Padova, Italija.
- [12] www.sedentext.eu/content/technical-description-cbct (9.1.2018.)
- [13] Scarfe W; Farman A; What is Cone-Beam CT and How does it Work?, 2008, The Dental Clinics of North America
- [14] https://en.wikipedia.org/wiki/Hounsfield_scale (6.1.2018.)
- [15] Gačnik F., Ren Z., Ihan Hren N. (2014.) Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone. *Medical Engineering & Physics* (36), str 1684-1692
- [16] https://en.wikipedia.org/wiki/Orthotropic_material (12.1.2018.)
- [17] Shillingburg H.T., et al (2008.) Osnove fiksne protetike, Zagreb,
- [18] Gaži-Čoklica V., Lapter V., (1976.), Objektivizacija sile u ortodonciji primjenom mjernih instrumenata,