

FEM analiza umjetnog i pravog zuba

Kovačić, Vedran

Undergraduate thesis / Završni rad

2012

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:418908>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-16**

Repository / Repozitorij:

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



Sveučilište u Zagrebu
Fakultet strojarstva i brodogradnje

ZAVRŠNI RAD

Vedran Kovačić

Zagreb, 2012.

Sveučilište u Zagrebu
Fakultet strojarstva i brodogradnje

FEM ANALIZA UMJETNOG I PRAVOG ZUBA

Voditelj rada:

Prof. dr. sc. Zdravko Schauperl

Vedran Kovačić

Zagreb, 2012.

IZJAVA

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno, koristeći se znanjem i vještinama stečenim tokom studija na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu te s navedenom literaturom.

ZAHVALA

Prvenstveno se želim zahvaliti prof. dr. sc. Zdravku Schauperli na uloženom trudu i vremenu koji me je za vrijeme izrade završnog rada usmjeravao i savjetovao. Također velika zahvala ide prof. Zlatku Čatlaku koji mi je izišao u susret tijekom izrade modela zuba, te dr. stom. Nadi Tomić koja mi je pomogla pri prikupljanju materijala za ovaj rad.

Neizostavni tokom cijelog mog školovanja su moji roditelji, te moja sestra i braća koji su mi pružali moralnu i financijsku pomoć u teškim trenucima, te se radovali svakom uspjehu. Također su nezaboravni i moji prijatelji koji su bili uz mene.

Hvala vam svima!

SAŽETAK RADA

U ovom radu opisani su ljudski zub i umjetni zub te su navedena njihova opća i mehanička svojstva. Objašnjena je njihova pobliža funkcija u ustima te njihov položaj, zatim je navedena osnovna podjela zubi i njihova građa. Građa zubi je bitna za daljnje rješavanje završnog zadatka.

Koristeći metodu konačnih elemenata potrebno je steći uvid u naprezanja i deformacije umjetnog i pravog zuba u uvjetima opterećenja koja se stvaraju prilikom žvakanja. Za dobivanje geometrije zuba poslužio je kutnjak izvađen iz paradontoloških razloga. Nakon što je dobivena geometrija slijedi izrada 3D modela ljudskog zuba koristeći kompjuterski program SolidWorks (SolidWorks 2011). Potrebno je izmodelirati zub i pridružiti svojstva materijala njegovim osnovnim dijelovima (caklina i dentin), te svojstva materijala koja odgovaraju umjetnom zubu.

Nakon toga slijedi simulacija realnih uvjeta prilikom žvakanja, te usporedba dobivenih rezultata (naprezanja i deformacija) u umjetnom i pravom zubu.

SADRŽAJ

POPIS SLIKA	IV
POPIS TABLICA.....	VII
POPIS OZNAKA I MJERNIH JEDINICA	VII
1. UVOD.....	1
1.1 Funkcija zubi	2
1.2 Podjela zubi.....	4
1.3 Građa zuba [1].....	8
1.3.1 Caklina	9
1.3.2 Dentin	10
1.3.3 Cement.....	11
1.3.4 Pulpa.....	12
1.3.5 Potporne strukture [1]	13
1.4 Umjetni zubi [2].....	16
1.4.1 IPS Empress keramika (leucitom ojačana staklokeramika)	17
1.4.2 IPS e.max keramika (litijdislikatna staklokeramika)	18
1.4.3 Biokompatibilnost e.max-a	19
1.5 Ortodonska biomehanika.....	19
2. MATERIJALI I METODE.....	21
2.1 Kutnjak.....	21
2.5 Izrada modela kutnjaka	23
2.5.1 Skeniranje kutnjaka.....	24
2.6 Svojstva materijala.....	30
2.6.1 Svojstva materijala kutnjaka	30
2.6.2 Svojstva materijala e.max keramike [5]	32
2.7 Izrada 3D modela kutnjaka u programskom paketu SolidWorks	35
2.8 Izrada mreže konačnim elementima.....	37
3. REZULTATI	39
3.1 Analiza umjetnog i pravog kutnjaka u programskom paketu SolidWorks	39
3.2 Usporedba analize umjetnog i pravog kutnjaka	40
4. ZAKLJUČAK	43
5. LITERATURA	44

POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz orijentacijskih ravnina (3D lijevo, 2D desno)	3
Slika 2. Orijentacijske točke i plohe na zubu	3
Slika 3. Mliječna i trajna denticija	4
Slika 4. Prikaz zubnih lukova	5
Slika 5. Način obilježavanja zubi	6
Slika 6. Položaj sjekutića.....	6
Slika 7. Položaj očnjaka	6
Slika 8. Položaj pretkutnjaka	7
Slika 9. Položaj kutnjaka	7
Slika 10. Građa zuba.....	8
Slika 11. Zdrava caklina i caklinska prizma	9
Slika 12. Dentin i pulpa	10
Slika 13. Prikaz cementa.....	11
Slika 14. Smještaj pulpe.....	12
Slika 15. Prikaz periodontnog ligamenta i položaja vlakana.....	13
Slika 16. Donja čeljust.....	14
Slika 17. Prikaz gingive	15
Slika 18. Izvađeni zub.....	21

Slika 19. Građa kutnjaka	22
Slika 20. Površine kutnjaka.....	22
Slika 21. 2D prikaz skeniranja površine.....	24
Slika 22. 3D prikaz skeniranja površine.....	25
Slika 23. Proces laserskog skeniranja ljudskog lica.....	26
Slika 24. a) Neobrađena video slika, b) Digitalizirana slika, c) Odnos slike i realnog prostora, d) Oblak točaka.....	26
Slika 25. a) Oblak točaka dobiven 3D skeniranjem, b) Završna površina.....	26
Slika 26. Cyberware 3030 RGB/HIREZ digitalni skener.....	27
Slika 27. Teorija rada skenera.....	29
Slika 28. Mikrostruktura IPS e.max Press.....	32
Slika 29. Vrijednosti savojne čvrstoće izmjerene za IPS e.max Press koristeći različite metode.....	33
Slika 30. Prikaz definiranog modela kutnjaka dobivenog spajanjem pojedinih točaka u male trokutaste površine, koje na kraju opisuju potpunu površinu modela.....	35
Slika 31. Prikaz 3D modela zuba (s pridruženim svojstvima dentina i cakline) dobivenog u SolidWorks-u.....	36

Slika 32. Mehanička svojstva a) cakline i b) dentina.....	36
Slika 33. Mehanička svojstva IPS e.max press keramike.....	37
Slika 34. Izrada mreže konačnim elementima.....	37
Slika 35. Prikaz modela ljudskog zuba sa pridruženim rubnim uvjetima i opterećenjima.....	38
Slika 36. Podatci za mrežu konačnih elemenata a) umjetnog i b) pravog zuba.....	39
Slika 37. Prikaz naprezanja po von Mises teoriji za a) umjetni i b) pravi zub.....	40
Slika 38. Prikaz pomaka a) umjetnog i b) pravog zuba.....	41
Slika 39. Prikaz ekvivalentnih naprezanja a) umjetnog i b) pravog zuba.....	42

POPIS TABLICA

Tablica 1. Vrijednosti modula elastičnosti i Poisson-ovog koeficijenta.....	31
Tablica 2. Mehanička svojstva IPS e.max Press keramike.....	33
Tablica 3. Vrijednosti i metode mjerenja prikazanih na slici 21.....	34

POPIS OZNAKA I MJERNIH JEDINICA

E	MPa	Modul elastičnosti
R_e	MPa	Granica razvlačenja
σ	MPa	Ekvivalentno naprezanje po HMM teoriji
σ_s	MPa	Savojna čvrstoća
ρ	kg/m ³	Gustoća
δ	μm	Pomak
ν	-	Poissonov koeficijent

1. UVOD

Tema ovog završnog zadatka je analiza naprezanja u pravom i umjetnom zubu kod djelovanja žvačnih sila. Analiza je vršena na modelu prvog kutnjaka (molara).

Cilj rada je steći uvid u naprezanja i deformacije modeliranih zubiju u uvjetima opterećenja koja se stvaraju prilikom žvakanja. Zub je potrebno izmodelirati u CAD programu. Model pravog zuba treba sadržavati dentin i caklinu, a umjetni treba sadržavati svojstva IPS e.max Press keramike.

Nakon što se dobije model, pomoću FEM solidWorks Simulation programa potrebno je izvršiti analizu. Problem prijenosa sile i naprezanja na zube vrlo je složen zbog nehomogene strukture koja ih izgrađuje, nepravilnosti kontura i njihova vanjskog oblika, te složene unutrašnje morfologije. Materijali pojedinih biomehaničkih komponenti definirani su na temelju vrijednosti dostupnih u literaturi, te je važno za naglasiti da svaki materijal ima bitno drugačija mehanička svojstva. U analizi je potrebno razmotriti razlike u raspodjeli naprezanja koje nastaju kod modela umjetnog te pravog zuba.

1.1 Funkcija zubi

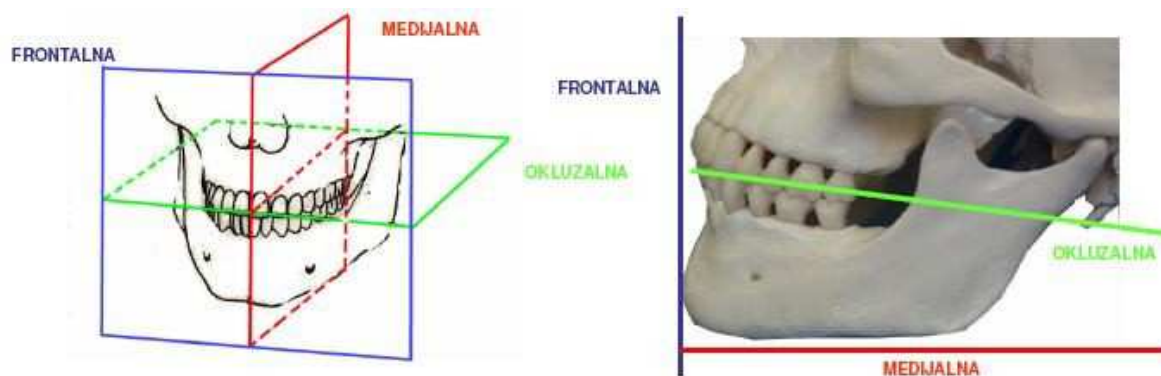
Zub je koštani organ koji se nalazi u ustima većine kralježnjaka i služi za drobljenje i žvakanje hrane [1]. Neke životinje, posebice zvijeri, također koriste zube za lov ili obranu. Zubi su najkarakterističnija značajka sisavaca.

Tijekom života, ljudima zubi izbijaju dva puta te se na taj način razlikuju mliječni i trajni zubi. Mliječni zubi izbijaju s otprilike šest mjeseci te počinju ispadati u šestoj godini života, te nakon toga rastu trajni zubi. Zubi bi trebali trajati čitav životni vijek, ali često nije tako. Izgubljeni zubi se mogu nadomjestiti alveolarnim implantatima, stalnim nadogradnjama (mostovi i krunice), te parcijalnim ili totalnim protezama. Bolestima zuba bavi se stomatologija.

Trajnih zuba ima ukupno 32 po 16 u svakoj čeljusti. Počinju izbijati oko šeste godine, da bi u 12. godini bili izmijenjeni svi mliječni zubi. Posljednji zub, treći kutnjak ili zub mudrosti, izbija od 18. do 25. godine, a kod nekih ljudi vrlo kasno ili čak nikada. Od sredine lica prema stranama, razlikujemo sljedeće trajne zube 4 sjekutića, 2 očnjaka, 4 pretkutnjaka i 6 kutnjaka.

Sjekutići služe odgrizanju, očnjaci otkidanju i držanju, pretkutnjaci mljevenju hrane, a kutnjaci izvode najveći dio žvakanja. Osim toga zubi imaju estetsku i fonetsku ulogu.

Položaj zubi u čeljustima i njihov oblik određen je genetikom, odnosima između obraza i jezika, ravnotežom sila mišića obraza i jezika, temporomandibularnim zglobovima (zglobovi koji spajaju čeljust s ostatkom lubanje) i kostima čeljusti, silama žvakanja te različitim silama koje djeluju tijekom rasta i razvoja [1]. Za opisivanje položaja zubi koristimo orijentacijske ravnine (Slika 1).



Slika 1. Prikaz orijentacijskih ravnina (3D lijevo, 2D desno) [2]

Zubi se unutar zubnih lukova nalaze u neutralnom položaju u kojem je djelovanje svih sila izjednačeno ili približno jednako nuli.

Sile mišića obraza i jezika omogućavaju pravilno pozicioniranje u vestibulooralnom smjeru (prostor između zuba i usne u smjeru prema ustima). Različiti poremećaji u djelovanju tih sila utječu i na položaj zubi u čeljusti te njihove međusobne odnose. Sile žvakanja, gutanja i govora također određuju pozicioniranje zuba. Svi zubi imaju tendenciju mezijalizacije (naginjanja zuba mezijalno) koju u normalnim uvjetima sprečavaju kontaktne točke, odnosno plohe (Slika 2).

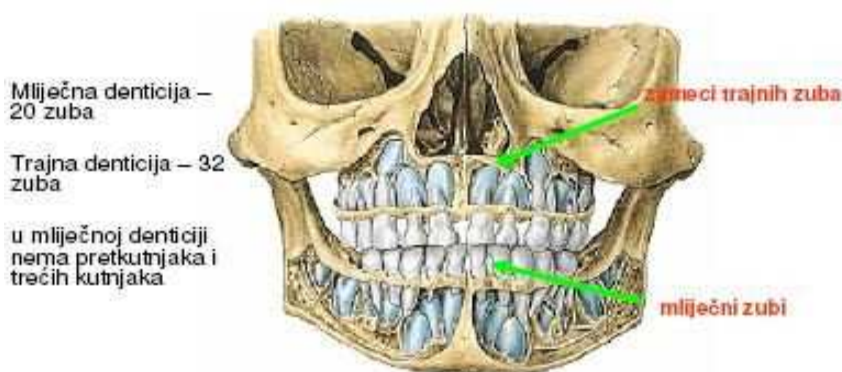


Slika 2. Orijentacijske točke i plohe na zubu [2]

Ta tendencija naročito je izražena pri gubitku kontaktne točke gdje brzo dolazi do pomicanja zuba mezijalno ili naginjanja zuba. Vertikalnu poziciju zubi određuje njihov međusobni kontakt. Nedostatak ili prisutnost tog kontakta također pomaže ili omogućuje pomicanje zubi u ostalim pravcima. Nije neuobičajeno da nakon gubitka antagonističkog kontakta dolazi do izrastanja zuba što ubrzo narušava harmoniju cjelokupnog žvačnog sustava.

1.2 Podjela zubi

Zubi se mogu podijeliti po vremenu izrastanja, morfološkom obliku i položaju u dentalnom luku. Čovjek ima dva perioda izrastanja zuba (difiodoncija), pa razlikujemo primarnu (mliječnu) i stalnu denticiju (Slika 3).

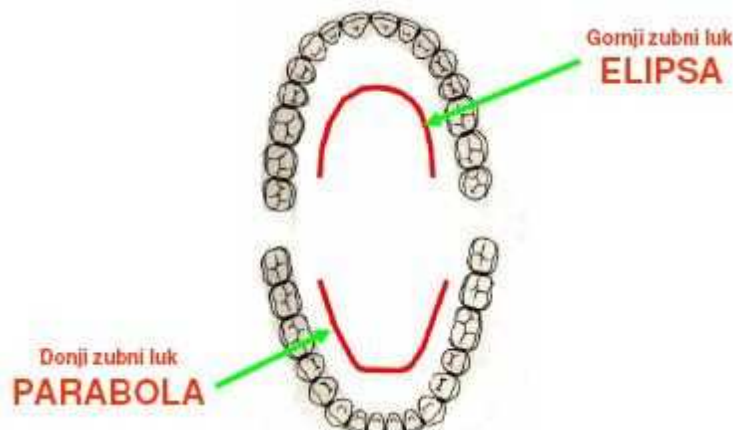


Slika 3. Mliječna i trajna denticija [2]

Mliječna denticija se sastoji od 20 zuba. Stalna denticija se obično sastoji od 32 zuba, a započinje od šeste godine života. Postoji i period tzv. mješovite denticije (kada su prisutni i stalni i mliječni zubi u ustima) i traje od 6 do 12 godine života.

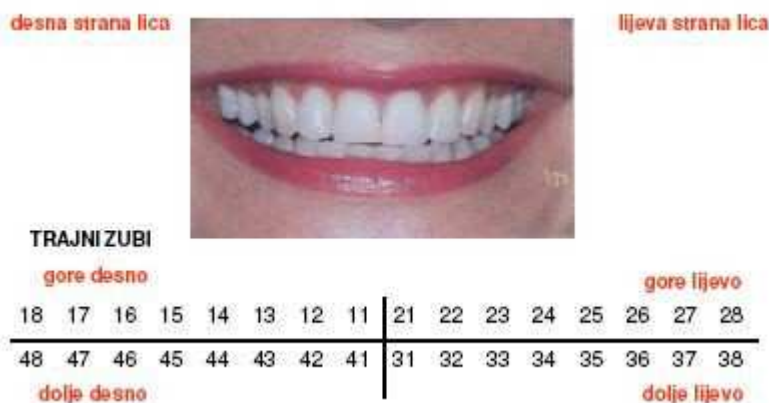
Prema morfološkim karakteristikama zubi se dijele na klase: na sjekutiće, očnjake, pretkutnjake i kutnjake.

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



Slika 4. Prikaz zubnih lukova [2]

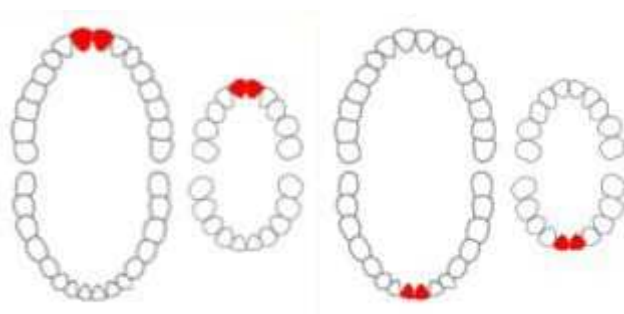
Prednji zubi su sjekutići, koji sijeku hranu i očnjaci, koji kidaju hranu. Bočni zubi su pretkutnjaci ili mali kutnjaci, koji gnječe i melju hranu i kutnjaci, koji imaju istu funkciju kao i pretkutnjaci. Postoji više načina (sistema) obilježavanja zuba, ali danas se u svijetu najčešće koristi binarni bročani sistem (FDI sustav). Zubni lukovi su podijeljeni na četiri kvadranta koji su obilježeni brojevima 1 - 4 za stalnu denticiju (pri čemu 1 označava gornji desni, 2 gornji lijevi, 3 donji lijevi i 4 donji desni kvadrant). Četiri kvadranta mliječne denticije su obilježena brojevima 5 - 8. Drugi broj u sistemu označava položaj zuba u kvadrantu, idući od medijalne linije (Slika 5). Tako npr. gornji desni očnjak se označava sa 13 (jedan-tri); donji lijevi lateralni sjekutić sa 32 (tri-dva) itd. [1]



Slika 5. Način obilježavanja zubi [2]

Sjekutić (inciziv)

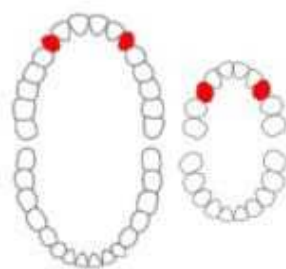
U sjekutiće spada 8 zuba, 4 u gornjoj čeljusti i 4 u donjoj čeljusti, te su oni ujedno i prednji zubi (Slika 6). Njihova funkcija je sjeckanje i prerezivanje hrane prilikom žvakanja. Ne postoji vrh na tim zubima, umjesto toga površina zuba koja se koristi prilikom žvakanja se naziva rub zuba.



Slika 6. Položaj sjekutića [2]

Očnjak (kanin)

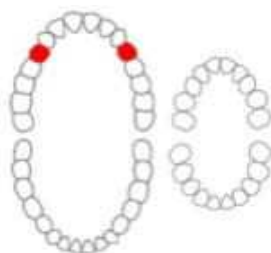
Očnjaci i u gornjoj i donjoj čeljusti su postavljeni tako da odvajaju sjekutiće i pretkutnjake (Slika 7). Očnjaci služe kao nadopuna sjekutićima i pretkutnjacima prilikom žvakanja, a također im je bitna uloga da kidaju hranu prilikom žvakanja.



Slika 7. Položaj očnjaka [2]

Prekutnjaci (premolar)

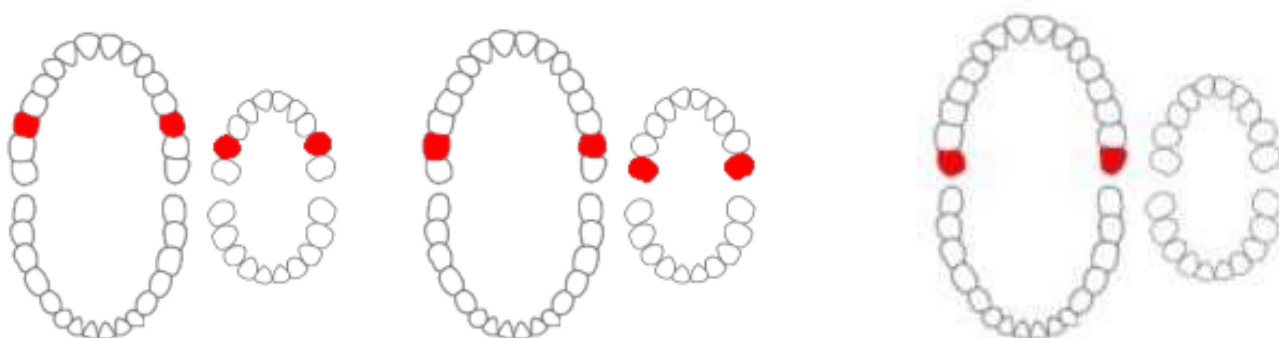
Prekutnjaci se nalaze između očnjaka i kutnjaka (Slika 8). Podijeljeni su na prve i druge prekutnjake. Funkcija im varira, a ujedno nema mliječnih prekutnjaka, umjesto toga na mjestu gdje se nalaze trajni prekutnjaci, prije toga se nalaze mliječni kutnjaci.



Slika 8. Položaj prekutnjaka[2]

Kutnjaci (molar)

Kutnjaci su najstariji zubi u ustima. Funkcija kutnjaka je da prilikom žvakanja samelju hranu. Postoji velika razlika između mliječnih i trajnih kutnjaka dok im je funkcija jednaka. Trajni kutnjaci u čeljusti nemaju mliječne zube (slika 9).



a) prvi molar

b) drugi molar

c) treći molar

Slika 9. Položaj kutnjaka [2]

1.3 Građa zuba [1]

Četiri osnovna tkiva tvore zub: caklina, dentin, cement i pulpa. Prva tri tkiva su tvrde građe, sastoje se od različitog udjela mineralnih tvari koje im daju čvrstoću. Caklina i dentin čine krunu zuba, dok cement i pulpa čine korijen zuba. Pulpa je specijalizirano tkivo i sastoji se od vezivnog tkiva, krvnih žila i živaca te ima prehrambenu, oblikovnu i zaštitnu ulogu. Periodontni ligament sa zubom čini anatomsku i funkcionalnu cjelinu. On veže zub za kosti. Gingiva okružuje zub i prekriva kost u koju su zubi umetnuti (Slika 10) [2].



Slika 10. Građa zuba

1.3.1 Caklina

Caklina je najtvrdi dio zuba i čini jedan od četiri najbitnijih dijelova zuba. Caklina je vidljiva izvana (ona je uočljiva samim pogledom u usta), a „drži“ je dentin koji nije vidljiv i u potpunosti se nalazi ispod cakline. Cakline se sastoji od 96% minerala, a ostatak čine voda i organske tvari. Normalna boja cakline varira od svijetlo žute do sivkasto bijele boje. Budući da je caklina prozirna, boja dentina i bilo kojeg restorativnog materijala ispod cakline bitno utječu na sam izgled zuba. Debljina cakline ovisi o dijelu površine zuba koji prekriva. Obično je deblja na vrhu, gdje njena debljina iznosi obično oko 2.5 mm, a najtanja je na rubovima što se klinički vidi kao spoj cementa i cakline.

Velika količina minerala u caklini nije uzrok samo čvrstoći zuba već također i krhkosti. Zubna caklina je najtvrdja supstanca u ljudskom tijelu, tvrdoća joj iznosi 5 po Mohs-ovoj ljestvici tvrdoće minerala. Dentin ima manju količinu minerala, 3 - 4 po Mohs-ovoj ljestvici, manje je krhak, nadoknađuje krutost cakline, te je neophodan kao potporanj. Za razliku od dentina i kosti, caklina ne sadrži kolagen. U svojoj strukturi ima dvije jedinstvene grupe proteina.

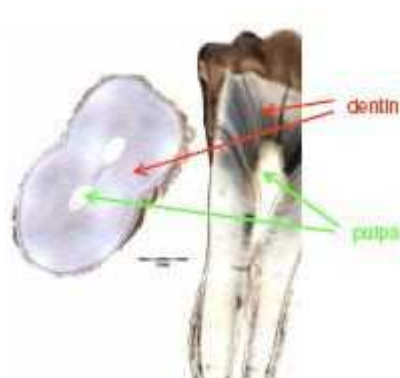
Mohs-ova ljestvica je ljestvica tvrdoće minerala te služi za relativnu procjenu tvrdoće minerala. Ljestvica ima vrijednosti od 1 do 10, gdje 10 je najveća vrijednost, to je vrijednost tvrdoće dijamanta. Važno je za naglasiti da ljestvica nije linearna, jer dijamant ima vrijednost 10, a vrijednost 1 ima talk (mineral), a dijamant je puno tvrdi od talka. Osnovna građevna jedinica cakline je caklinska prizma. Promjer caklinske prizme je 4-8 μm (Slika 11).



Slika 11. Zdrava caklina i caklinska prizma

1.3.2 Dentin

Dentin je klasificirano tkivo tijela, te čini osnovu građe zuba (Slika 12). Nalazi se ispod cakline, kao što je već prije spomenuto, te ispod njega se nalazi cement i pulpa. Mineralne tvari sačinjavaju 70% dentina, 20% čini organska tvar te 10% čini voda.



Slika 12. Dentin i pulpa

Dentin se sastoji od mikroskopskih kanala koji se zovu zubne cijevi, te one izlaze iz dentina preko pulpe do vanjskog cementa te do rubova cakline. Te cijevi se sastoje od fluida i staničnih struktura. Kao rezultat toga, dentin ima određeni stupanj propustljivosti što može povećati osjećaj boli kao i mogućnost truljenja dentina.

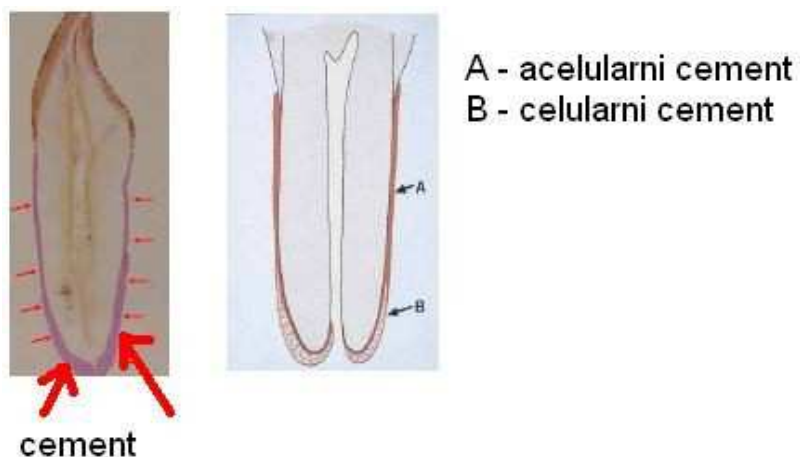
Stvaranje dentina, znano kao dentinogeneza, započinje stvaranjem cakline koje je potaknuto stanicima pulpe, odontoblastima. Za razliku od cakline, dentin raste i dalje tokom života kao reakcija na stimulaciju kao što je truljenje zuba ili trenje.

Postoji više vrsta dentina, razlikuju se po vremenu pojave te stupnju razvoja. Primarni dentin čini veći dio zuba. Sekundarni dentin se razvija kada je u potpunosti razvijen korijen te se razvija puno sporije od primarnog. Tercijarni dentin nastaje kao biološki odgovor na stimulaciju.

Budući da je dentin mekši nego caklina, trune brže i veća je mogućnost stvaranja karijesa, ako se ne čisti redovito, ali je zbog svojih elastičnih svojstava dobar potporanj caklini.

1.3.3 Cement

Cement je mineralizirano vezivno tkivo, koje prekriva dentin u predjelu anatomskog korijena zuba (Slika 13). Boja mu je žućkasta te je mekši nego caklina i dentin jer je manje mineraliziran. Najdeblji je u predjelu vrha (1 - 2 mm) i na mjestu račvanja korijena (ukoliko se radi o višekorijenskim zubima).



Slika 13. Prikaz cementa

Glavna uloga cementa u zubu je da služi kao medij koji povezuje pomoću periodontnih ligamenata zub i kost, točnije čeljust. Cement se nalazi u samoj čeljusti te dok se zub nalazi u ustima nije vidljiv.

Po strukturi je sličan kostima i sadrži 33% organskih i 45% anorganskih tvari te 22% vode. Slično kao dentin, cement se stvara tokom cijelog života i ima veliki reparatorni potencijal.

1.3.4 Pulpa

Pulpa se nalazi u srednjem dijelu zuba te se sastoji od živog mekog tkiva i stanica koje se nazivaju odontoblasti (stanice koje izgrađuju zube). Volumen trajnog zuba je 0.38 cm^3 , a volumen pojedine pulpe iznosi 0.02 cm^3 (Slika 14).



Slika 14. Smještaj pulpe

Primarna funkcija dentalne pulpe je stvaranje dentina (pomoću odontoblasta). Osim zaštitne, zubna pulpa ima hranidbenu ulogu, opskrba krvlju i hranjivim tvarima, zatim senzoričku, registracija temperature, mehaničkih i kemijskih čimbenika koji djeluju na dentin i pulpu, formativnu ulogu, kontinuirano održavanje i stvaranje dentina, i obrambenu funkciju, pokretanje upalnog odgovora.

1.3.5 Potporne strukture [1]

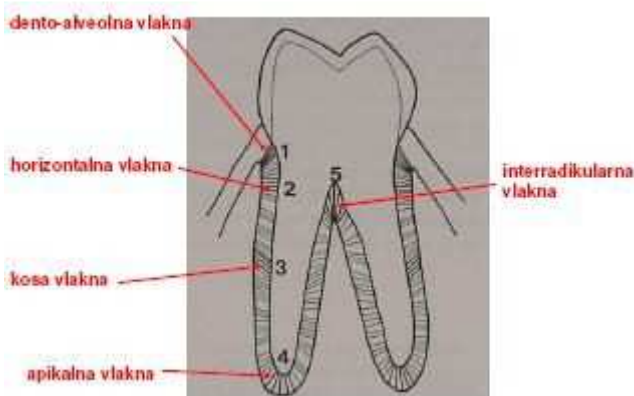
Periodontum je potporna struktura zuba koja pomaže vezati zub za okolna tkiva i time mu omogućiti osjećaj dodira i tlaka. Sastoji se od cementa, periodontnih ligamenata, alveolarne kosti i gingive.

Od ovih dijelova cement je jedini dio ove strukture koji pripada samom zubu. Periodontni ligamenti povezuju zub, točnije cement, s alveolarnom kosti. Alveolarna kost okružuje korijen zuba, korijen se u biti nalazi u njoj, te mu čini potporanj. Na kosti se nalazi, leži na njoj, gingiva desni što se vidi u ustima.

Periodontni ligament je vezivno tkivo čija vlakna spajaju zub s alveolarnom kosti sa svih strana te spada u meka tkiva. Ta vlakna pomažu zubu da ostane na mjestu prilikom tlačnih sila koja se javljaju kod žvakanja. Periodontni ligament sadrži receptore za bol, dodir i pritisak.

Kada se preveliki pritisak prenese na zube, u njima se javlja osjet boli, uslijed čega se smanjuju sile koje djeluju na zube. Dakle periodontni ligament djeluje u smislu očuvanja žvačnog sustava prijenosom sila sa zuba na kost, i ublažavanjem istih.

U periodontnom ligamentu razlikujemo više vrsta vlakana. Ta vlakna mogu biti cemento-gingivni snopovi (dento-alveolni snopovi) koji izlaze iz cementa zubnog vrata, blizu caklinsko-cementne granice i završavaju u vezivu prirasle gingive i u slobodnoj gingivi i cementno-alveolne snopovi koji se mogu protezati, koso, apikalno, i interradikularno (slika 15).



Slika 15. Prikaz periodontnog ligamenta i položaja vlakana

Alveolarna kost se može definirati kao koštano tkivo koje ima zadatak okružiti i učvrstiti zube. Ona izgrađuje alveolni nastavak koji predstavlja kontinuiranu cjelinu s bazalnim kostima gornje i donje čeljusti.

Osnovna uloga alveolarne kosti je potporna uloga, a to znači da sudjeluje u vezivanju periodontnih vlakana i prijenosu, preko nje se sile oslobode tijekom žvakanja, gutanja, govora i sl., ona razlaže, prenosi i amortizira.

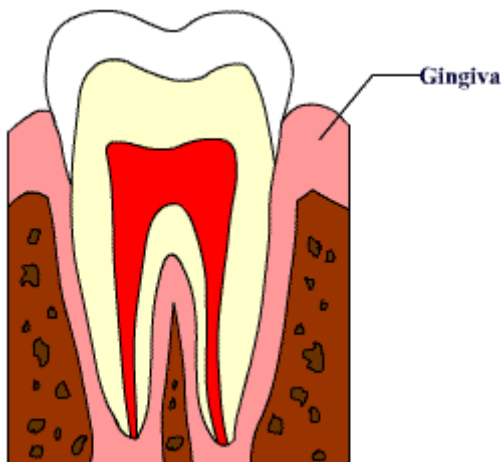
Alveolarna kost građena je od zbite (kortikalne) i spužvaste (sponigiozne) koštane tvari (Slika 16). U područjima trajektorija, zbita koštana tvar je deblja te služi za prijenos žvačnih sila na okolne kosti. Krvne žile i živci prolaze kroz kost do otvora na vrhu korijena, gdje ulaze u zubnu pulpu.



Slika 16. Donja čeljust

Alveolarna kost podložna je fiziološkom procesima remodeliranja. Tu se aktiviraju osteoklasti koji enzimskim sustavom razgrađuju staru kost, i osteoblasti koji sintetiziraju ogransku matricu u koji se istalože soli kalcija i fosfora i tako stvaraju "novu" kost. Da bi kost bila sposobna za remodeliranje, mora biti izložena umjerenoj fizičkoj sili. Ukoliko je nema, a to nalazimo na bezubom alveolarnom grebenu, ona se počinje resorbirati zbog izostanka impulsa za remodelaciju.

Gingiva, ili drugi naziv desni, sačinjena je od sluznog tkiva koje leži na alveolnoj kosti, te u biti pridržava meso s vanjske strane (Slika 17). Gingiva je meko tkivo koje se nalazi u ustima te okružuje zub, a djelomično je i spojeno sa zubom.



Slika 17. Prikaz gingive

Veći dio gingive je čvrsto spojen s kosti te napravljena tako da odoli trenju koje nastaje prilikom žvakanja. Zdrava gingiva je koraljno ružičaste boje. Promjene u boji gingive, posebice kada postane crvene boje, uzrok su raznih bakterija. Također boja može ovisiti o pigmentaciji. Zdrava gingiva obavija i popunjava prostor između zuba.

1.4 Umjetni zubi [2]

Umjetni zubi mogu biti izrađeni iz polimernih ili keramičkih materijala. Polimerni i keramički zubi proizvode se u više boja, oblika i veličina, kako bi odgovarali raznolikim individualnim estetskim i žvačnim potrebama kao i antropološkim karakteristikama pacijenata. Površinski sloj polimernog zuba izrađen je iz umreženog polimera. Ovakvi zubi lako se bruse i adaptiraju pri postavi, sukladno različitim kliničkim situacijama, tj. međučeljusnim i međuokluzijskim odnosima dvaju zubnih lukova. Žilavi su, ali neotporni na abraziju pri žvakanju i čišćenju proteze. Makar se koriste u svim kliničkim situacijama, ipak naročito odgovaraju u pacijenata s niskim i osjetljivim bezubim grebenovima, onda kada su antagonisti prirodnim zubima, kao i u slučajevima sniženih međučeljusnih odnosa. Keramički zubi su tvrdi, otporni na abraziju, nešto translucentniji, stoga estetski prihvatljiviji od polimernih. Ovakvi zubi su indicirani kada su bezubi grebeni otporni i dobro razvijeni, zatim pri dovoljno velikoj međučeljusnoj udaljenosti i kada pacijent istodobno ima gornju i donju potpunu protezu. Lošija karakteristika im je da su krhki. Međutim, u keramici je pronađena jedinstvena kombinacija potrebnih svojstava: biospojivost, stabilnost i trajnost, te optička svojstva, kao što su refleksija, translucencija, prozirnost, koje su je učinile prikladnom za brojne restaurativne postupke u kojima su se metal i akrilat pokazali neodgovarajućima.

Zubna keramika danas zauzima prvo mjesto kao estetski gradivni materijal u stomatološkoj protetici, no bez kovinske podloge rješava samo nadoknadu sa samostalnim krunicama, inlejmima, onlejmima, fasetama te mostovima kratkih raspona dok se za mostne konstrukcije dužih raspona unatoč postojanju sustava ojačane keramike još uvijek koriste sustavi metal-keramike.

Zubni keramički materijali trebaju ispunjavati biološka svojstva, odgovorna za kliničku primjenu i određena tehnološka, odnosno fizikalna svojstva odgovorna za laboratorijsku obradu. Svojstva potrebna za kliničku primjenu su između ostalih: biospojivost, postojanost u ustima, konstantnost volumena i boje, dovoljna vlačna i tlačna čvrstoća te trebaju zadovoljiti i estetske kriterije, vrlo zahtjevne u suvremenoj rekonstruktivnoj stomatologiji.

Prema sastavu, suvremeni se keramički materijali mogu podijeliti na ove sustave:

- metal-keramika,
- potpuna keramika: - aluminijoksidna keramika,
- staklokeramika
- cirkonijeva keramika.

Staklokeramika je polikristalni materijal koji nastaje kontroliranom kristalizacijom stakla. Usporedbom s konvencionalnom zubnom keramikom, sustavi na osnovi stakla nude velike mogućnosti upotrebe u stomatologiji, zahvaljujući kemijskoj inertnosti, visokoj mehaničkoj čvrstoći, relativno jednostavnoj tehnici rada, malom stupnju kvrčenja tijekom izradbe, kao i svojim ostalim termičkim i fizikalnim osobinama. Ta se vrsta keramike sastoji od SiO_2 , K_2O , MgO , fluorida iz MgF_2 , male količine Al_2O_3 i ZrO_2 te fluorescentnog agensa koji se dodaje iz estetskih razloga. Ima visoku tlačnu čvrstoću, a gustoću i tvrdoću sličnu prirodnoj caklini te se tako odstranjuje loša strana keramike - trošenje cakline prirodnoga zuba. Biospojivost je istražena i nisu pronađeni znaci toksičnoga djelovanja. Slična svojstva pokazuje i tlačena staklokeramika Empress.

1.4.1 IPS Empress keramika (leucitom ojačana staklokeramika)

Empress keramika se počela koristiti prije nekih 20 i više godina. Spada u grupu leucitom ojačanih staklokeramika i kada je proizvedena bila je poznata po tome da je mogla vrhunski imitirati prirodne karakteristike zubi (boja, toplina) uz vrhunsku estetiku. Mana je bila da se nije mogla obrađivati u CAD-CAM sustavu (manja preciznost) te je imala osrednju čvrstoću na savijanje od 138MPa do 160MPa. To joj je ograničavalo mjesto primjene na prednje zube i to samo kod pacijenata koji su imali donekle ispravan zagriz. Kada bi se koristila izvan svojih uskih indikacija riskirala bi se mogućnost loma krunice. Prednost empres keramike u odnosu na metalkeramiku je u visokoj estetici i biokompatibilnosti (nema otpuštanja iona metala kao kod metalkeramike) te u mogućnosti adhezivnog cementiranja. To je cementiranje gdje se za popunu prostora između krunice i zuba koristi kompozit. [4]

Prednost athezivnog cementiranja je mogućnost obrade spoja krune i prirodnog zuba što je važan parodontološki zahtjev koji omogućava dobru higijenu i dug vijek restoracije. Od empres keramike možemo izrađivati pojedinačne krune, inleje, onleje i estetske ljuske.

Zbog nedovoljne čvrstoće za izradu mostova staklokeramici je dodat litijdisilikat koji je znatno poboljšao mehanička svojstva. Tako je 2004. godine nastao IPS e.max Press sa poboljšanim svojstvima.

1.4.2 IPS e.max keramika (litijdisilikatna staklokeramika)

Veliki izazov je bilo rješavanje problema bezmetalnih mostova za velike raspone (do tri međučlana). Pojavljuje se CAD/CAM tehnologija koja nam pomoću cirkonij oksida uspijeva riješiti problem velikih raspona. Tako je stomatologija konačno mogla izbaciti metal u izradi mostova velikih raspona. CAD/CAM tehnologija skenira gipsani model i u virtualnom svijetu izrađuje 3D model koji se kompjutorskim vođenjem obrađuje iz cirkonijskog bloka. Takvi izrađeni mostovi i krune imaju idealan dosjed na brušeni zub i naravno vrhunsku estetiku. Potražnja za estetske restauracije kontinuirano raste te današnji pacijenti nisu više zadovoljni samo time da im je zub normalnog izgleda, nego zahtjevaju potpuno prirodni izgled zuba (oblikom, bojom, toplinom) u svim regijama usne šupljine pogotovo u „zoni osmijeha“.

E.max keramika je rješenje koje zahtjeva moderni pacijent. Kada bismo ga definirali mogli bismo reći na neki način da je nasljednik Empress keramike ali je (ustvari) klasa za sebe. E.max kermika ima sve estetske karektaristike Empress sustava no za razliku od njega ima puno veću čvrstoću na savijanje od čak 400-450MPa. Krunica napravljena od E.max keramike može se koristiti za nadoknadu bilo kojeg zuba u usnoj šupljini. Prilikom dizajniranja IPS e.maxa mislilo se na jednostavnost i raznolikost te je stvoren materijal posebno prilagođen bezmetalnoj keramici dugog vijeka trajanja, izuzetne tvrdoće i otpornosti.

Nikada prije ni jedan materijal nije bio u mogućnosti kombinirati toliku čvrstoću i estetiku. Opalescencija, translucencija i propuštanje svjetlosti svojstva su IPS e.max litij disilikata specijalno dizajnirana kako bi oponašala strukturu prirodnih zuba u svrhu lijepih i neprimjetnih restauracija. Sve ove karakteristike daju joj široke indikacije i to je upravo razlog zašto se u ordinacijama koristi kao materijal za sve estetske zahvate. [4]

1.4.3 Biokompatibilnost e.max-a

Biokompatibilnost je nešto čime se mjeri kvaliteta materijala da bude u skladu s biološkim okolišem, odnosno sposobnost materijala za interakciju s živim tkivom ne uzrokujući nikakve (ili gotovo nikakve) biološke reakcije. Biokompatibilnost IPS e.max litij disilikata je veća ili jednaka kao i kod mnogih drugih korištenih zubnih slitina i materijala za restauracije (kompozitnih ili staklo ionomernih). Upravo zbog dobre biokompatibilnosti, svojstava materijala te čestog korištenja, e.max keramika je odabrana kao materijal koji odgovara umjetnom zubu.

1.5 Ortodonska biomehanika

Biomehanika je područje koje se bavi primjenom mehanike na biološke sustave [3]. Mehanika živih sustava, kako se može još nazvati, proučava analizu naprezanja, određivanje mehaničkih svojstava, dinamiku tekućina, prijenos topline i mase.

Područje proučavanja biomehanike u stomatologiji grana se u tri osnovna pravca. Prvi se bavi utvrđivanjem mehaničkih naprezanja u orofacijalnom području. Drugi istražuje reakcije različitih vrsta tkiva i gradivnih materijala na mehaničko naprezanje. Treći proučava modifikacije mehaničkih naprezanja usmjerenih na tkiva stomatološkog sustava preko različitih fiksni, mobilni, ortodonski i oralno kirurški nadomjestaka.

Govori li se o biomehanici zuba, potrebno je spomenuti oblike naprezanja kojima mogu biti podvrgnuti zubi i nadomjestci. To su vlačno, tlačno i smično naprezanje.

Pojavom naprezanja kao posljedice djelujućih sila dolazi i do istezanja posebice u pričvršnim vlakancima opterećenog zuba koja posjeduju amortizirajuća svojstva.

Utjecaj opterećenja vidljiv je i u drugim dijelovima zuba kao i u materijalu nadomjestaka, a različit je ovisno o nizu čimbenika. Odnos između naprezanja i istežanja, prikazuje se u dijagramu gdje su vidljive elastične i plastične deformacije. Elastične deformacije su reverzibilne, dok su plastične ireverzibilne.

Zubi i kosti nisu ni homogeni ni izotropni materijali, stoga je mehanizam opterećenja i prijenosa sila u njima izuzetno složen. Kod analize naprezanja pojedinog zuba u stomatološkom sustavu treba uzeti u obzir čitav niz okolnih čimbenika kao što su specifičnosti u obliku različitih postojećih nadomjestaka u ustima, funkcijske i parafunkcijske djelujuće sile, opće stanje zdravlja i postojeći status zubi, te estetske i prostorne zahtjevnosti i ograničenja.

Periodontni ligament ima važnu ulogu u biomehaničkim odnosima zuba i ostalih dijelova stomatološkog sustava. Gubitak kosti i periodontnih ligamenata uvjetuje pak gubitak zubi, što sve utječe na promjenu prijenosa sila i adaptaciju ostalih dijelova stomatogenog sustava na novonastalu situaciju.

U radu će se razmatrati žvačne sile koje su, važan utjecajni čimbenik na biomehanička zbivanja na zubima i okolnim tkivima. One su više na molarima nego na incizivima.

Sile u smjeru uzdužne osi zuba djeluju također na zube za vrijeme gutanja, govora i međusobnih zubnih kontakata. Zub je u žvačnom sustavu, gdje se stvaraju i apsorbiraju mastifikacijske sile, sredstvo njihovog prijenosa. Periodontni ligamenti, koji „drže“ zub u alveoli, važan su dio apsorpcijskog sustava žvačnih sila. Ovo svojstvo periodontnih ligamenata u vezi je s njihovom građom, položajem i usmjerenjem, te funkcijskom povezanošću s hidrauličkim sustavom alveolarnih kapilara.

Biološki faktor zuba određuje se pomoću rendgenskog snimka i pregleda stanja paradonta (zubnog mekog tkiva). Određuje ga količina i gustoća kosti, broj, raspored, smjer i površina korijenova, omjer duljine kliničke krune i korijena i stupanj mobilnosti zuba. Optimalno opterećenje na zub je u smjeru uzdužne osi.

2. MATERIJALI I METODE

Eksperimentalni dio završnog rada sastojao se od modeliranja zubiju i primjene FEM analize pomoću koje se određuje raspodjela naprezanja i deformacija u umjetnom i pravom zubu.

2.1 Kutnjak

Stalni kutnjaci ili molari su najveći zubi u ustima i istovremeno su najviše posteriorno locirani. Obično ima dvanaest stalnih molara, po tri u svakom kvadrantu, a označavaju se kao prvi, drugi i treći stalni kutnjak. Zajedno sa premolarima, oni čine skupinu bočnih zuba. Vrste molara su: prvi gornji kutnjak, drugi gornji kutnjak, treći gornji kutnjak, prvi donji kutnjak, drugi donji kutnjak, treći donji kutnjak. S obzirom da su na prvom donjem kutnjaku najveće žvačne sile, te zbog njegovih specifičnosti koje su navedene u daljnjem tekstu u dogovoru sa stomatologom odlučeno je da će se provesti ispitivanja upravo na njemu.

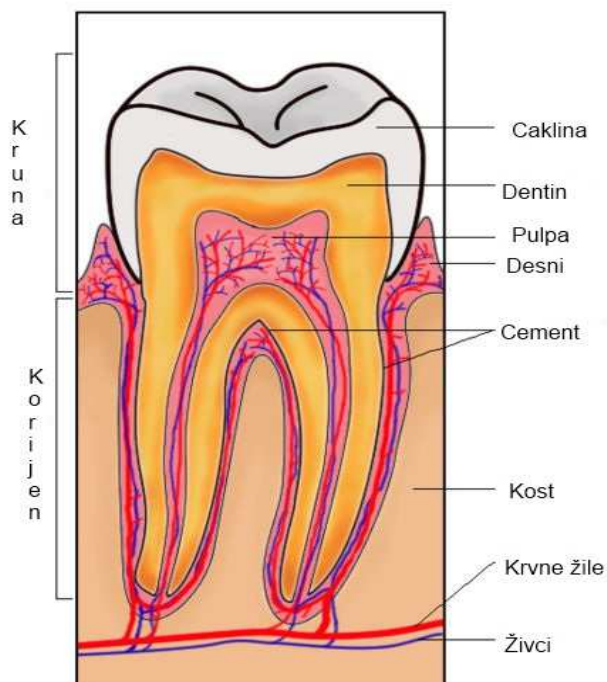
Zub je izvađen iz paradontoloških razloga na zavodu za oralnu kirurgiju u prostorijama Stomatološkog fakulteta u Zagrebu (Slika 18).



Slika 18. Izvađeni zub

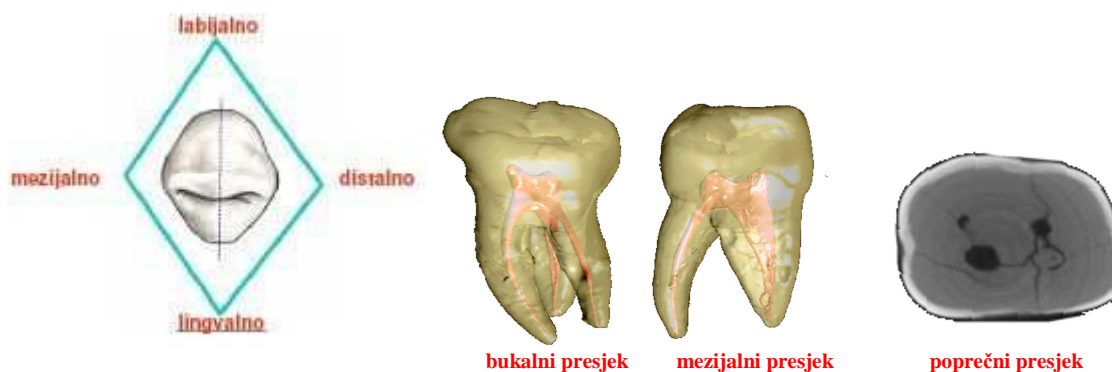
Prvi donji kutnjak je šesti zub idući od medijalne linije u čeljusti. S obzirom da se nalazi u centru okluzalnog pritiska, ovo je najveći i najjači zub donje čeljusti. Postoje dva prva kutnjaka u mandibularnom dentalnom luku, a oni se obilježavaju na slijedeći način: stalni donji desni prvi kutnjak – 46, stalni donji lijevi prvi kutnjak – 36.

Građa kutnjaka je kao i svakog drugog zuba, sadrži krunu, vrat i korijen (Slika 19). [1]



Slika 19. Građa kutnjaka

Kruna zuba je niža u okluzo-cervikalnom pravcu u odnosu na pretkutnjake, ali je veća u svim drugim dimenzijama. Na njoj se opisuje pet površina: bukalna, lingvalna, dvije proksimalne (mezijalna i distalna) i okluzalna. Prosječne dimenzije kutnjaka su: dužina zuba je 21.5 mm, visina krune je 7.5 mm (meziodistalni promjer), a širina 11.0 mm, te vastibuolarni promjer krune 10 mm (Slika 20). Sam razvoj zuba traje do 7 godine.



Slika 20. Površine kutnjaka

Poseban značaj i specifičnosti ovom zubu daju vrijeme njegovog formiranja i nicanja, karakterističan položaj u čeljusti, veličina, oblik i morfološke karakteristike, kao i njegova uloga u funkcionalnom smislu. Svi ovi čimbenici utječu na pojavu, patogenezu i evoluciju primarnog karijesa. Osim toga, oblik njihove okluzalne plohe bogat je fisurama i jamicama, te kao takav pogoduje razvoju karijesa, naročito ako su fisure duboke i uske i time nedostupne čišćenju.

Stalni molari su jedini stalni zubi koji nisu supstituenti, tj.. nemaju svoje prethodnike u mliječnoj denticiji jer su distalno locirani u odnosu na nju. Mineralizacija prvog stalnog kutnjaka se odvija oko rođenja i u prvoj godini života - u razdoblju koje karakterizira najbrži rast i razvoj djeteta. Smatra se da je ovaj zub, od svih zubi najviše izložen nastanku karijesa. Osim navedenog karijesa u česte bolesti spada i oboljenje potpornog aparata zuba (paradontopatije).

2.5 Izrada modela kutnjaka

Za izradu 3D modela razmatralo se o rješavanju problema na dva načina.

Prvi način je takav da bi se brušili slojevi zuba debljine 0,5 mm. Svaki dobiveni presjek trebalo bi snimiti videokamerom. Tako bi se definiralo šesdesetak poprečnih presjeka zuba koji su zapisani u slikovnom formatu.

Tako definirane konture poprečnoga presjeka zuba učitale bi se u CAD program, gdje bi se iz krivulja poprečnoga presjeka zuba definirala trodimenzionalna geometrija.

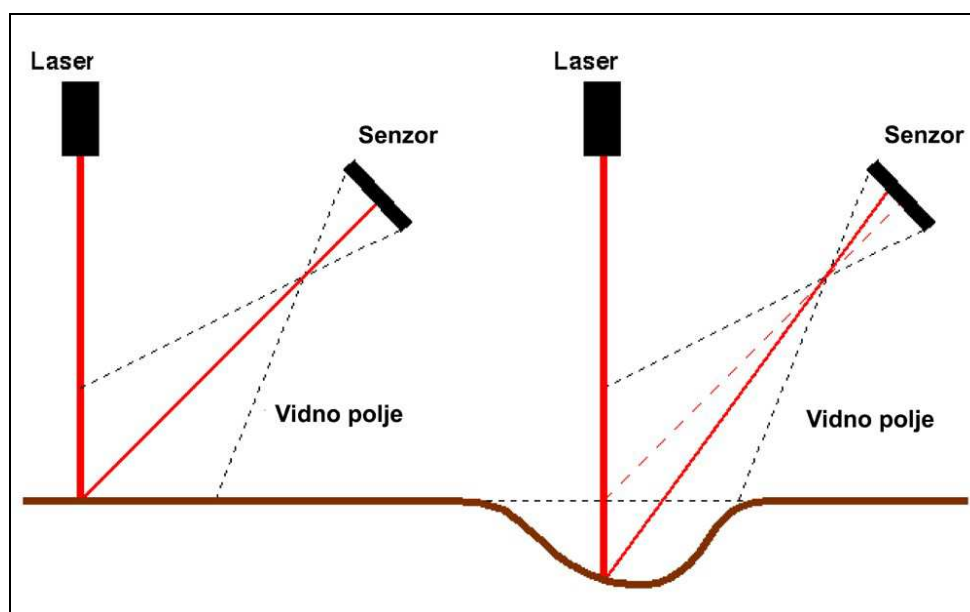
Drugim načinom je potrebno laserski skenirati zub te nakon dobivanja oblaka točaka te podatke ubaciti u programski paket SolidWorks. S obzirom na dostupnost uređaja (laserski skener se nalazi u vlasništvu Fakulteta strojarstva i brodogradnje) te brzinu i jednostavnost dobivanja 3D modela odabrana je upravo ova metoda.

2.5.1 Skeniranje kutnjaka

Definicija laserskog skeniranja može se opisati kao proces prikupljanja podataka o nedefiniranoj 3D površini pomoću laserske zrake. Pojednostavljeno, lasersko skeniranje je za 3D objekt ono što je fotokopiranje za 2D objekt.

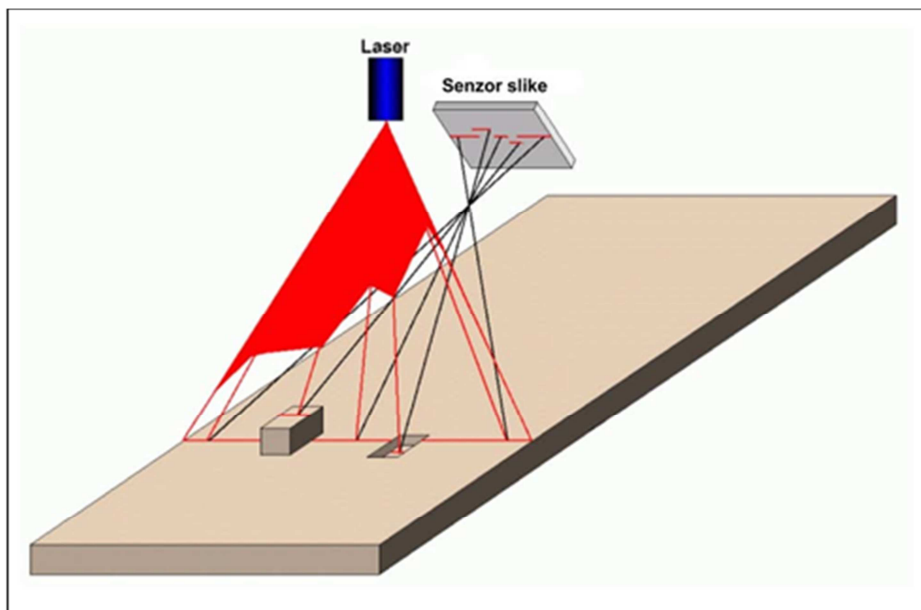
Svi laserski skeneri koriste trigonometrijsku metodu određivanja pozicije fiksne točke pomoću kuteva pod kojima se ta točka nalazi u odnosu na dvije fiksne točke poznate udaljenosti. Osnova ove tehnologije je dvostruka sonda kamere koja odašilje zraku lasera.

Zraka se lomi u plohu laserske svjetlosti koja izlazi iz sonde i osvjetljava površinu skeniranog objekta. Time oblikuje profil na površini objekta koji vidimo u obliku crvene linije (Slika 21.).



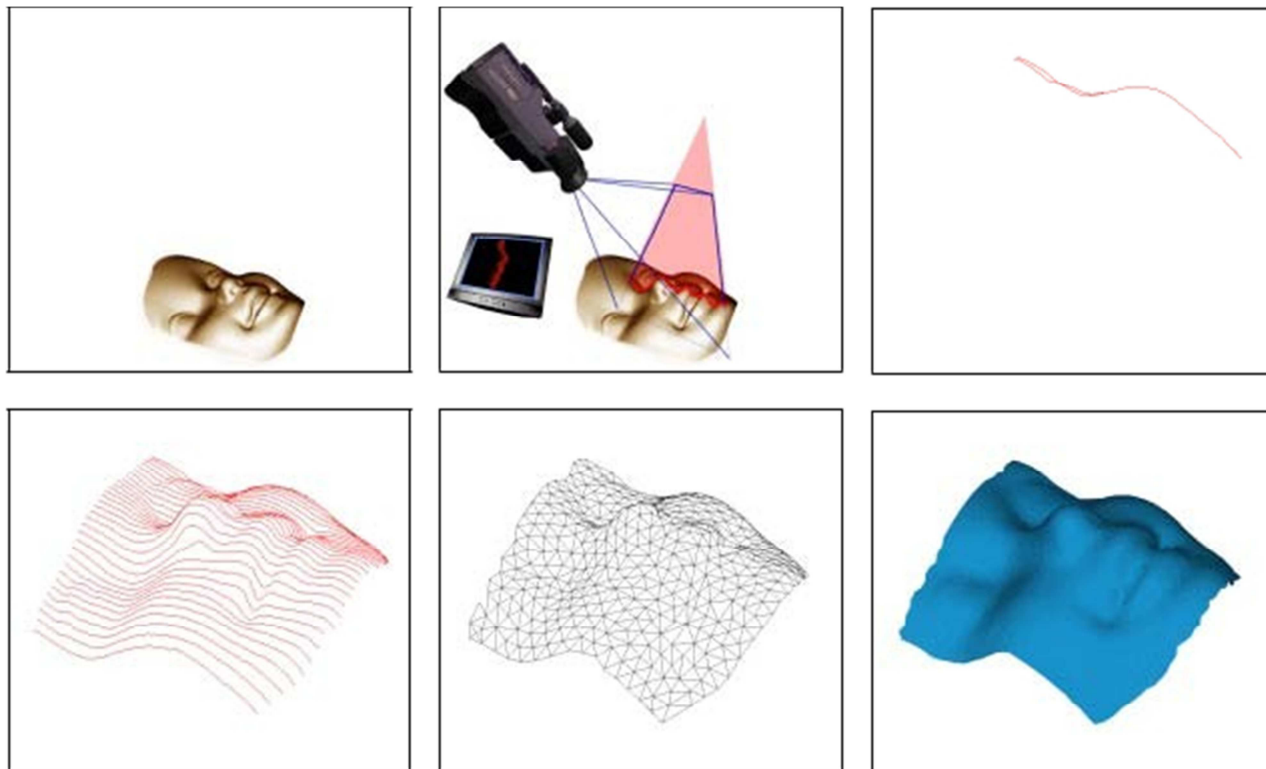
Slika 21. 2D prikaz skeniranja površine

Kamera snima i digitalizira oblik u realnom vremenu (Slika 22).



Slika 22. 3D prikaz skeniranja površine

Ovisno o mogućnostima skenera objekt se skenira linearno ili kružno. Tim procesom dobijemo 3D oblak točaka i (Slika 23).



Slika 23. Proces laserskog skeniranja ljudskog lica

Na slici 24.a, prikazana je neobrađena video slika (Raw Video image) i sadrži samo potrebne podatke za elektronički proces: snagu lasera (utječe na debljinu linije), vrijeme integracije kamere (utječe na visinu piksela), usporedna tablica (služi za usporedbu da bi se eliminirale pozadinske smetnje). Digitalizacija (Slika 24.b) je proces u kojem se izdvaja u realnom vremenu točka za svaki red slike, a rezultat je skup točaka u sustavu koordinata (stupac, red).

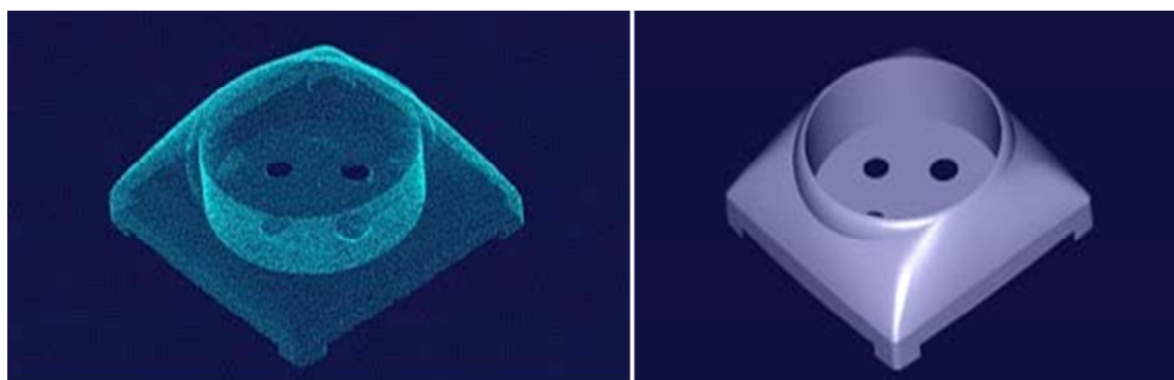
Kalibracijom kamere utvrđuje se odnos između video niza i metričkog koordinatnog sustava u realnom prostoru. Izrada i primjena formula kalibracije rezultira prijenosom senzorskog slikovnog izlaza u red točaka (profil) u 2D metričkom prostoru (Slika 24.c). Poznavanje pozicije uređaja za skeniranje (kamere i lasera) u odnosu na objekt, omogućuje određivanje točaka linije lasera (profil) u 3D prostoru (XYZ). Profili se zatim mogu razmjestiti po cijeloj površini objekta, stvarajući oblak točaka (Slika 24.d).



Slika 24. a) Neobrađena video slika, b) Digitalizirana slika, c) Odnos slike i realnog prostora, d) Oblak točaka

Termin oblak točaka se koristi za skup 3D točaka snimljenih pomoću laserskog skenera. Često se koriste za prikupljanje podataka o površini da bi dobili 3D orijentaciju ili tamo gdje su druge tehnike mjerenja neupotrebljive.

Termin "gustoća točaka" se odnosi na prosječnu udaljenost između XYZ koordinata u oblaku točaka. Što je veća gustoća to je kvaliteta dobivenog prikaza bolja (Slika 25).



Slika 25. a) Oblak točaka dobiven 3D skeniranjem, b) Završna površina

Glavna prednost laserskog skeniranja je u tome što je proces bezkontaktno, brz i rezultira koordinatnim položajem koji se nalazi direktno na površini skeniranog objekta. To omogućuje mjerenje krhkih dijelova i mekih dijelova. Visoka rezolucija lasera i tanka linija zrake omogućuju skeniranje vrlo detaljnih površina za koje bi kontaktna ticala bila prevelika. Kada se skupe stvarne koordinate površine, skup podataka se može upotrijebiti za dobivanje putanja grube i fine obrade, dodatnu obradu na CAD/CAM i programima za analizu, pokretanje opreme za brzu izradu prototipa i mogućnost "elektroničke arhive" objekata. Pri skeniranju modela korišten je Cyberware 3030 RGB/HIREZ/MM laserski digitalizator.

Cyberware 3030 3D digitalizator (Slika 26), koji skenira objekt u visokoj rezoluciji digitalizira oblik i boju, softverski je upravljiv i stvara 3D model na SGI-u. Kontroliran softverom, automatski skenira objekt. Koristi lasersku zraku snage 80mW, kao za barcode skener, koja je bezopasna. Veličina skeniranog objekta može biti unutar granica kvadratne površine 300mm x 480mm. Skeniranje se vrši linearno, kružno te kombinirano.



Slika 26. Cyberware 3030 RGB/HIREZ digitalni skener

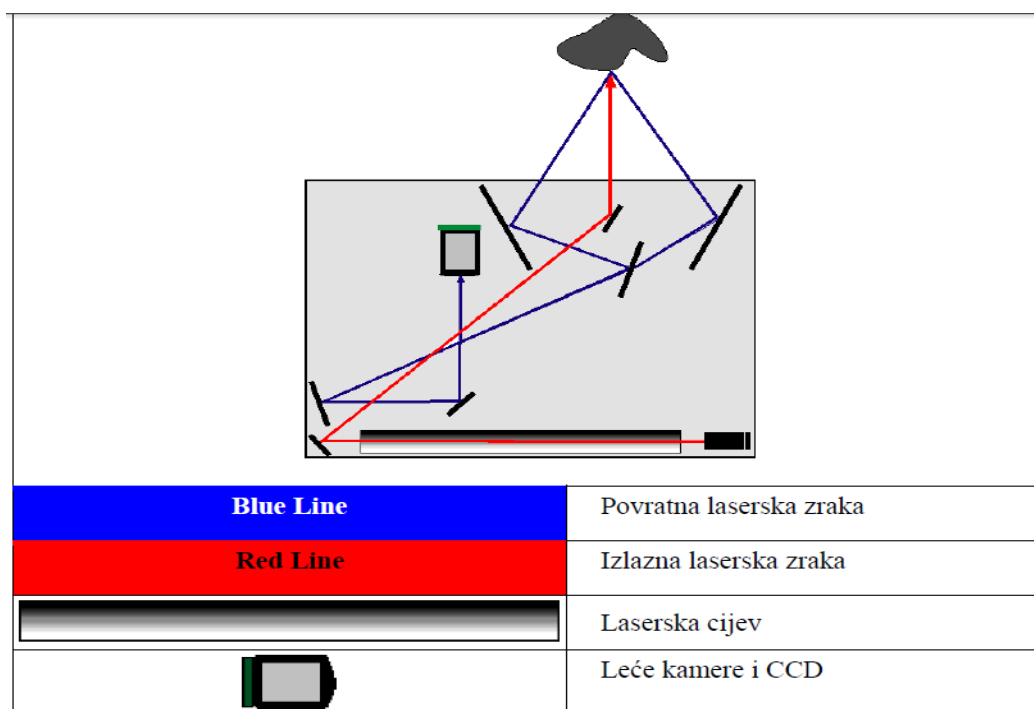
Tokom rada skener obasjava objekt plohom laserske zrake niskog intenziteta da bi dobio osvijetljen profil. Visokokvalitetni video senzor hvata taj profil iz dvije točke gledanja.

Sistem može digitalizirati tisuće takvih profila i u samo par sekundi može registrirati oblik kompletnog objekta. Simultano drugi video senzor prikuplja informacije o boji. Proces 3D skeniranja hvata polje digitaliziranih točaka, svaka točke je predstavljena sa X, Y, i Z koordinatom za oblik i 24 bitnim RGB koordinatama za boju. Stroj zatim prenosi ove podatke putem SCSI sučelja do grafičke stanice te odmah omogućuje modificiranje i pregled. Za duge objekte potrebno je ručno pomicati platformu po visini (idealno po 10 cm) i za svaku visinu izvršiti skeniranje. Program po vertikali automatski vrlo točno spaja skenove.

Uređaj treba postaviti na vrlo čvrstu i stabilnu površinu. Na mekanoj i nestabilnoj površini moglo bi doći do pomaka ili vibracija što bi rezultiralo netočnim mjerenjem i greškom u sustavu za pomicanje. Prejaka svjetlost, naročito sunčeva, može prouzročiti pogrešno izmjerene podatke. Ako se ne može izbjeći postavljanje skenera blizu prozora ili vrata, poželjno je koristiti neprozirne zastore ili sjenila da bi se eliminirala vanjska prirodna svjetlost tokom skeniranja. Treba ukloniti sa područja skeniranja izvore svjetlosti ili reflektirajuća tijela. Preferiraju se fluorescentna svijetla za osvijetljenje prostorije zato što emitiraju manje narančasto-crvene svjetlosti koju registrira skener. Temperature koje su normalne za ured ili kompjuterski laboratorij pogodne su i za skener. Skener neće raditi ispravno pri nepovoljnim temperaturnim uvjetima. Potrebno je ostaviti dovoljno vremena da se skener prilagodi temperaturi okoline ako se prostorija zagrijava od vrlo niske temperature. Treba obratiti pozornost na mogućnost kondenzacije na optici i elektronicima ako se temperatura ili vlažnost naglo mijenja. Ne smije se dopustiti da skener dosegne temperature ispod 0° C, čak i kad nije u pogonu. Da bi se odredilo da li je kružno skeniranje pogodno za objekt koji skeniramo ili je objekt moguće skenirati na drugi način potrebno je odrediti određene karakteristike predmeta koji se skenira, a prvo je potrebno zamisliti os koja prolazi kroz centar objekta. Ako su površine vidljive dok rotiramo objekt oko zamišljene osi i gledamo direktno u njegov centar, kružno skeniranje je vjerojatno najbolji izbor.

Ako nas zanima samo jedan kut gledanja ili je objekt ravan ili kompleksan, jedno ili više linearnih skeniranja bilo bi prikladnije. Ako objekt ima dodatnih dijelova ili kompleksnu površinu, najbolji izbor je višestruko linearno skeniranje tj. kombinirano skeniranje. Kod takve vrste skeniranja platforma okreće objekt za unaprijed zadane kutove i na svakom kutu izvodi linearno skeniranje. Za naše skeniranje odabrano je kombinirano skeniranje.

Skener radi na principu da se svjetlost, koja se pravocrtno reflektira od objekta, može vidjeti iz različitog kuta da bi se vidio obris površine (Slika 27.). Što je kut između izvora svjetlosti i pogleda veći, jasnija je vidljivost oblika, ali se povećava mogućnost stvaranja sjena na dijelu koji želimo skenirati. Skener koristi plohu laserske svjetlosti (koja se razlikuje od većine okolnih izvora svjetlosti) koja se analizira pod dva jednaka kuta sa svake strane izvora svjetlosti. Zrcalo za lom zrake se koristi za pokrivanje dvije slike, pa u slučaju da je jedna strana u sjeni, druga će sadržavati podatke. Sustav zrcala unutar skenera omogućuje optici da bude smještena u malom prostoru.



Slika 27. Teorija rada skenera

Kod svake točke prilikom skeniranja, niz podataka se uzima vertikalno po refleksiji linije i sprema se kao razmak te točke od referentne ravnine.

Kako se objekt pomiče pokraj skenera, ponavljajući skupovi podataka (između 200 i 1000) se očitavaju i šalju na upravljačko računalo gdje se spremaju kao mreža vrijednosti koje označavaju udaljenosti. Ako u određenom trenutku skener ne primi refleksiju (ili je refleksija previše slaba za detekciju) ili je objekt izvan dopuštenih dimenzija, sustav bilježi posebnu vrijednost udaljenosti koja se naziva praznina (void). Vrijednosti praznina mogu se mijenjati na različite načine pomoću softvera.

Ova metoda je vrlo brza i efikasna, te omogućuje snimanje i analiziranje složenih geometrijskih tijela u prostoru. Snimljeni podaci su prikazani kao tekstualna datoteka u ASCII kodu, a zapravo predstavljaju prostorne koordinate tisuća točaka kojima je opisana geometrija i oblik skeniranog modela zuba u kalibriranom prostoru. Kasnije se ovi podaci koriste u programskom paketu SolidWorks za izradu velikog broja trokutastih površina kojima se vizualizira skenirani predmet, odnosno u ovom slučaju model zuba.

2.6 Svojstva materijala

2.6.1 Svojstva materijala kutnjaka

Da bi se u potpunosti mogla izvršiti analiza naprezanja važan je izbor Youngova modula i Poissonova koeficijenta, odnosno određivanje mehaničkih svojstava materijala od kojeg su izgrađene strukture koje su zastupljene u modelu pravog [3] i umjetnog zuba [4]. U literaturi se susreće velik broj različitih vrijednosti mehaničkih svojstava materijala koje su upotrijebljene u biomehaničkim istraživanjima. Vrijednosti modula elastičnosti i Poissonova koeficijenta su dane u tablici za pojedini dio zuba, koje su uzete iz različitih literaturnih izvora. U tablici 1 su napisane vrijednosti za modul elastičnosti i Poissonov koeficijent.

Kao što je vidljivo iz tablice 1, razlike tih vrijednosti u literaturi su vrlo velike. Razlike u vrijednostima ponajviše proistječu iz različitosti metoda kojima su se utvrđivale, to jest ovisno o tome da li se ispitivalo tlačnom, vlačnom, utisnom ili ultrazvučnom metodom. Čak se i unutar svake metode javljaju razlike ovisno o brzini i smjeru aplikacije sile, te ako se ispitivanje provodi ultrazvučnom metodom, frekvenciji.

Drugi važan čimbenik koji utječe na vrijednost modula elastičnosti jest vlažnost ispitivanog materijala. Različiti se rezultati dobivaju ovisno da li su mehanička svojstva određena na konzerviranom i osušenom uzorku, a opet različiti ako se upotrebljava svjež i fiziološki vlažan uzorak.

Tablica 1. Vrijednosti modula elastičnosti i Poisson-ovog koeficijenta [3]

	Modul elastičnosti (N/m ²)		Poisson-ov koeficijent	
	Caklina	Dentin	Caklina	Dentin
Yetram, Wright	46.89x10 ⁹	11.76x10 ⁹	0.30	0.30
Zhou	51.72x10 ⁹	18.62x10 ⁹	0.31	0.31
Farah, Craig		18.6x10 ⁹		0.31
Peyton		18.6x10 ⁹		0.31
Cailleteau	41.4x10 ⁹	18.6x10 ⁹	0.30	0.32
Ko		18.6x10 ⁹		0.31
Widera		20.7x10 ⁹		0.30
Tanne	19.6x10 ⁹		0.30	
Tresher	41.0x10 ⁹	19x10 ⁹	0.30	0.31
Tanne, Sakuda	19.6x10 ⁹		0.15	
Williams, Edmundson	80.9x10 ⁹	17.65x10 ⁹	0.33	0.31

Čvrstoća na vlak i tlak, te modul elastičnosti pri vlaku i tlaku odstupa između svježih i konzerviranih uzoraka između 1% i 6% [3]. Rezultati mehaničkih svojstava cakline i dentina ovise o vrsti i o strukturi ispitivanoga materijala, te o odnosu organskog i anorganskog dijela i dobi. Vrijednosti za dentin kreću se u rasponu od $11.76 \times 10^9 \text{ Nm}^{-2}$ do $20.7 \times 10^9 \text{ Nm}^{-2}$. Vrijednosti Poissonova koeficijenta za caklinu koje možemo naći u literaturi kreću se u rasponu od 0.30 do 0.33. Razlike tih vrijednosti za dentin su neznatne, a vrijednosti su u rasponu od 0.30 do 0.32. Tako male razlike nemaju nikakva utjecaja na konačan rezultat.

2.6.2 Svojstva materijala e.max keramike [5]

Za analizu naprezanja u umjetnom zubu potrebna su nam mehanička svojstva materijala e.max keramike. U znanstvenim laboratorijima 2004. godine staklokeramici je dodan litijdislikat te je tako dobivena e.max keramika. Mikrostruktura IPS e.max Press keramike sastoji se od litijdislikat kristala (oko 70%), $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, koji su ugrađeni u staklene matrice. Litijdislikat, glavna kristalna faza, sastoji se od igličastih kristala (Slika 28). Dužina kristala je 3 – 6 μm .



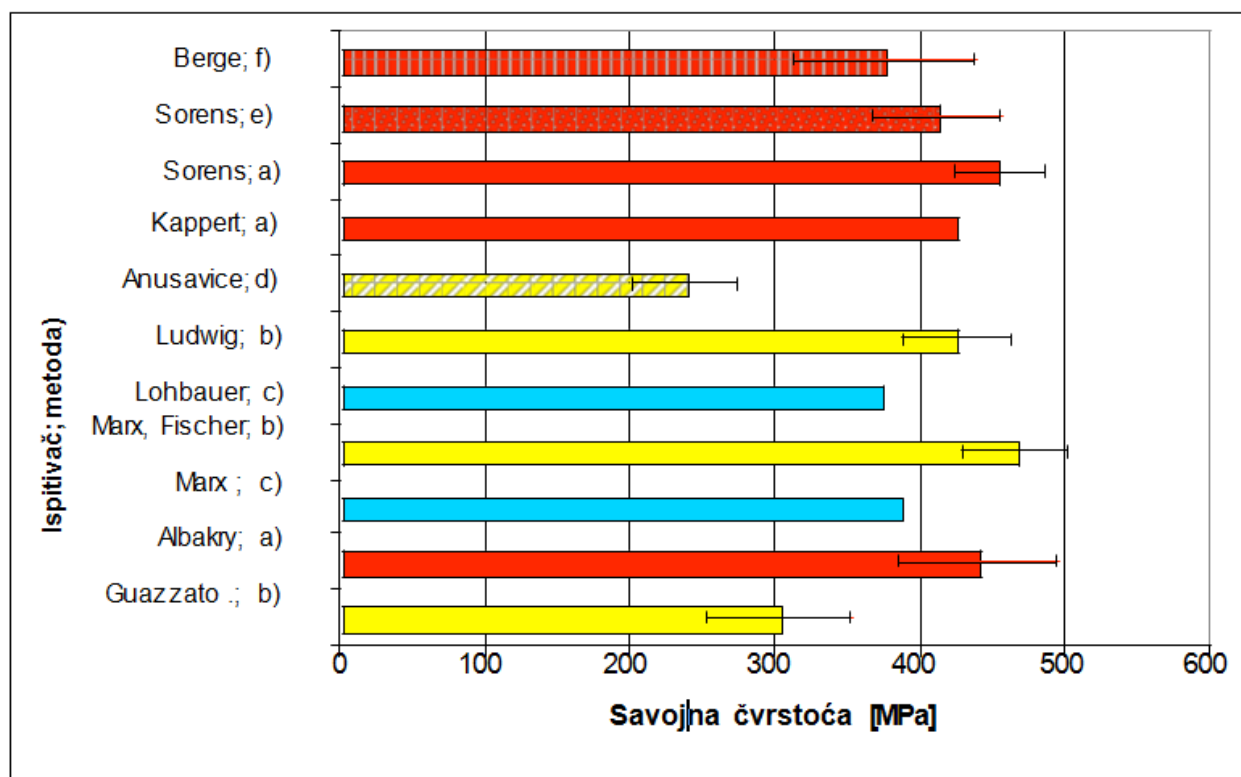
Slika 28. Mikrostruktura IPS e.max Press

Vrijednost savojne čvrstoće u velikoj mjeri ovisi o metodama mjerenja (Tablica 2).

Tablica 2. Mehanička svojstva IPS e.max Press keramike

Mehanička svojstva	Veličina	Istraživač
Lomna žilavost (SEVNB)	2.5 – 3.0 MPam ^{1/2}	Ivoclar Vivadent AG, Schaan
Modul elastičnosti	95 ± 5 GPa	Ivoclar Vivadent AG, Schaan
Modul elastičnosti	91.0 GPa	Albakry
Modul elastičnosti	94.4 GPa	Lohbauer
Modul elastičnosti	96.0 GPa	Anusavice
Poissonov koef., ν	0.23	Albakry
Tvrdoća prema Vickersu	5800 ± 100 MPa	Ivoclar Vivadent AG, Schaan
Tvrdoća	5.5 GPa	Albakry
Gustoća	2.5 ± 0.1 g/cm ³	Ivoclar Vivadent AG, Schaan

Slika 29. prikazuje pregled vrijednosti savojne čvrstoće za materijal korištenjem različitih metoda mjerenja.



Slika 29: Vrijednosti savojne čvrstoće izmjerene za IPS e.max Press koristeći različite metode

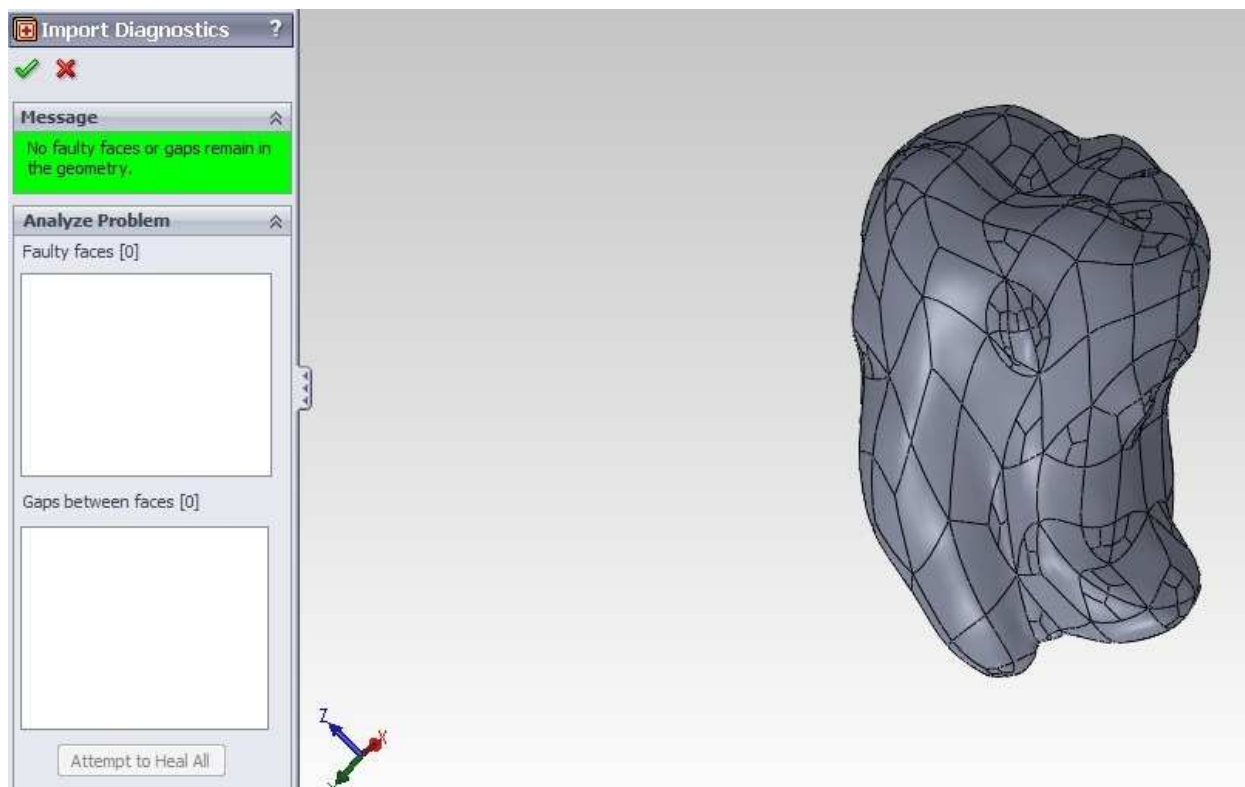
Tablica 3. Vrijednosti i metode mjerenja prikazanih na slici 30.

Ispitivač	Savojna čvrstoća [MPa]	Metoda mjerenja:
Berge; f)	375.7	Dvoosna savojna čvrstoća, ISO 6872; ispitivanje u H ₂ O
Sorensen; e)	411.6	Dvoosna savojna čvrstoća (ispitivanje u vlažnim uvjetima)
Sorensen; a)	455.5	Dvoosna savojna čvrstoća
Kappert; a)	426	Dvoosna savojna čvrstoća
Anusavice; d)	239	Četveroosna savojna čvrstoća nakon 48 h skladištenja u H ₂ O
Ludwig; b)	426	Troosna savojna čvrstoća
Lohbauer; c)	374.4	Weibull čvrstoća $\sigma_{63.21\%}$; četveroosna savojna čvrstoća, DIN EN 843-1
Marx, Fischer; b)	466	Troosna savojna čvrstoća
Marx; c)	388	Weibull čvrstoća $\sigma_{63.21\%}$; četveroosna savojna čvrstoća, DIN EN 843-1
Albakry; a)	440	Dvoosna savojna čvrstoća
Guazzato; b)	303	Troosna savojna čvrstoća

Mjerenja čvrstoće u keramičkim materijalima su sklona rasipanju rezultata. Stoga, ono što je poznato kao Weibullova čvrstoća $\sigma_{63.21\%}$ često se spominje u vezi keramičkih materijala. Weibullova čvrstoća $\sigma_{63.21\%}$ označava opterećenje na kojoj 63,21% svih uzoraka mjerenih u pojedinačnoj seriji mjerenja podbacuju.

2.7 Izrada 3D modela kutnjaka u programskom paketu SolidWorks

Nakon metode laserskim skeniranjem dobiven je oblak točaka zapisan u ASCII kodu određene datoteke, pomoću 3D programskog paketa SolidWorks uspješno je definiran i vizualiziran snimljeni model zuba kutnjaka, koji je poslužio kao osnova analize metodom konačnih elemenata (Slika 30.).

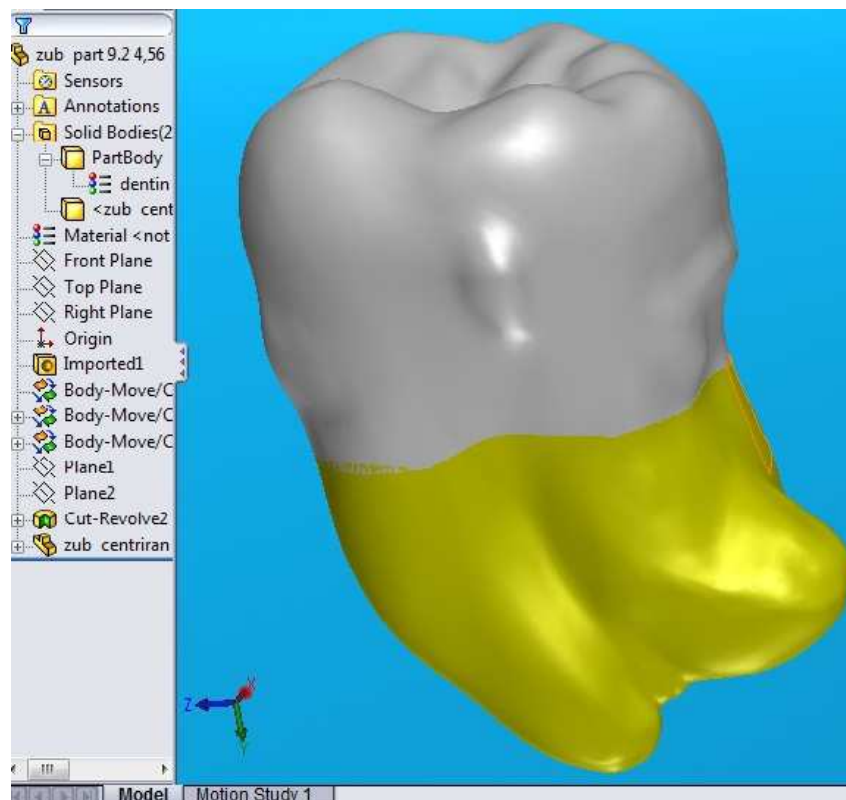


Slika 30. Prikaz definiranog modela kutnjaka dobivenog spajanjem pojedinih točaka u male trokutaste površine, koje na kraju opisuju potpunu površinu modela

Kutnjak se sastoji od dentina i cakline, stoga je to bilo potrebno izmodelirati. Dentin se nalazi unutar cakline, što je bilo potrebno izmodelirati kao posebne dijelove, koji su spojeni zajedno.

Svaki taj dio ima drugačija mehanička svojstva pa su morali biti odvojeni tako da bi ih program korišten za izradu mreže konačnih elemenata mogao prepoznati kao zasebne dijelove.

Stoga je upotrijebljeno umetanje novog tijela, ili kako se naziva u SolidWorks-u „Body“ (Slika 31). Pomoću novog tijela pojedini dio zuba je „fizički“ odvojen od drugog dijela, te to omogućava lakše dodjeljivanje mehaničkih svojstava.



Slika 31. Prikaz 3D modela zuba (s pridruženim svojstvima dentina i cakline) dobivenog u SolidWorks-u

Nakon što je izrađen 3D model zuba slijedi pridruživanje svojstva materijala koja odgovaraju pravom kutnjaku (Slika 32.) [6].

Property	Value	Units
Elastic Modulus in X	8e+010	N/m ²
Poisson's Ration in XY	0.3	N/A
Shear Modulus in XY		N/m ²
Mass Density	3000	kg/m ³
Tensile Strength in X		N/m ²
Compressive Strength in X		N/m ²
Yield Strength	330000000	N/m ²

a) caklina

Property	Value	Units
Elastic Modulus in X	2e+010	N/m ²
Poisson's Ration in XY	0.31	N/A
Shear Modulus in XY		N/m ²
Mass Density	2100	kg/m ³
Tensile Strength in X		N/m ²
Compressive Strength in X		N/m ²
Yield Strength	104000000	N/m ²

b) dentin

Slika 32. Mehanička svojstva a) cakline i b) dentina

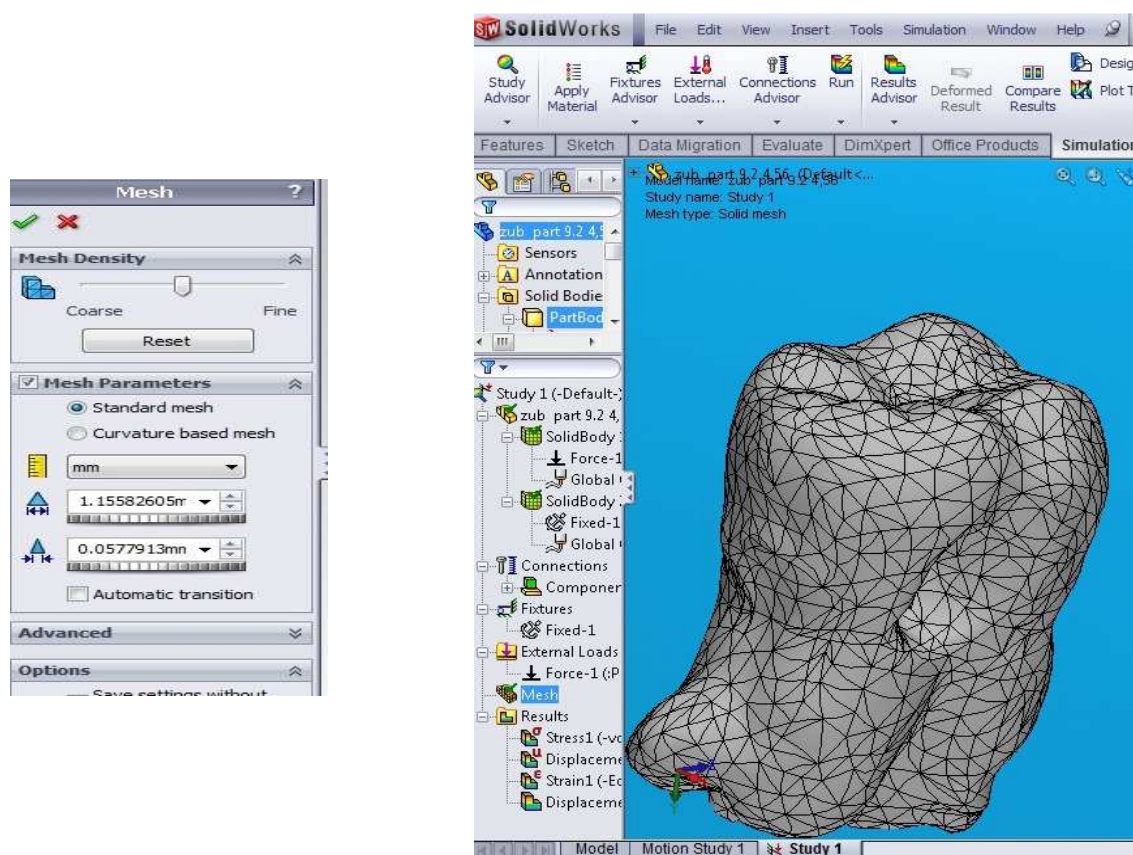
Kod slučaja umjetnog zuba nije bilo potrebno umetanje novog tijela s obzirom da se sastoji samo od materijala IPS e.max keramike te su prema literaturi pridružena njegova svojstva (Slika 33.) [5].

Property	Value	Units
Elastic Modulus in X	9.1e+010	N/m ²
Poisson's Ration in XY	0.23	N/A
Shear Modulus in XY		N/m ²
Mass Density	2500	kg/m ³
Tensile Strength in X		N/m ²
Compressive Strength in X		N/m ²
Yield Strength	370000000	N/m ²

Slika 33. Mehanička svojstva IPS e.max press keramike.

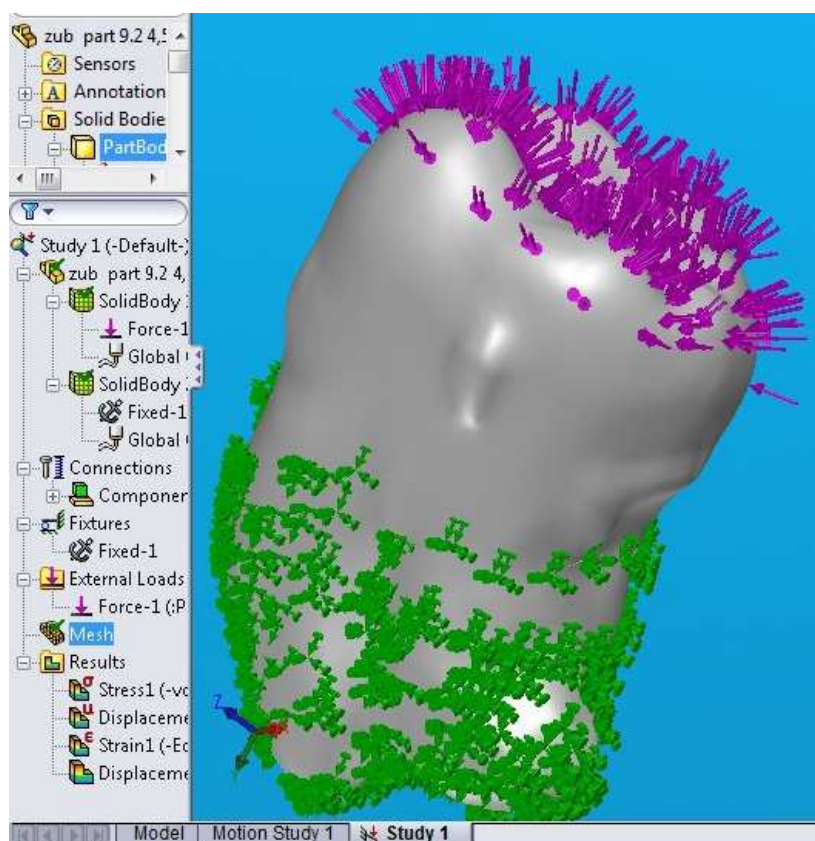
2.8 Izrada mreže konačnim elementima

Nakon što su svi dijelovi pravog i umjetnog zuba izmodelirani, započinje izrada mreže. Korišteni su linearni trodimenzionalni tetraedarni elementi (TE 4), čija je globalna veličina bila 1,155mm (Slika 34.) [7].



Slika 34. Izrada mreže konačnim elementima

Zadano je opterećenje zuba iznosom žvačne sile od 700 N koja odgovara prosječnoj vrijednosti kod muškaraca [7]. Isto tako bilo je potrebno definirati i mjesto uklještenja (rubni uvjeti). Kako bi izračunali naprezanja i deformacije u 3D modelu kutnjaka, u našem slučaju pretpostavili smo da zubno meso određuje mjesto uklještenja te da žvačna sila od 700 N djeluje na gornju površinu zuba na tzv. kvržice (Slika 35.).



Slika 35. Prikaz modela ljudskog zuba sa pridruženim rubnim uvjetima i opterećenjima

3. REZULTATI

3.1 Analiza umjetnog i pravog kutnjaka u programskom paketu SolidWorks

U proračunu metodom konačnih elemenata kod umjetnog zuba korišteno je ukupno 15379 TE 4 linearnih tetraedarnih elemenata i 22989 postavljenih čvorova, a kod pravog zuba 14183 TE 4 linearnih tetraedarnih elemenata i 21517 čvorova (Slika 36.). Analiza modela zuba s pripadajućim svojstvima je vršena u SolidWorks Simulation-u.

Mesh Details	
Study name	Study 1 (-Default-)
Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used	Curvature based mesh
Jacobian points	4 points
Max Element Size	0 mm
Min Element Size	0 mm
Mesh quality	High
Total nodes	22989
Total elements	15379
Maximum Aspect Ratio	12.584
Percentage of elements with Aspect Ratio < 3	95
Percentage of elements with Aspect Ratio > 10	0.0195
% of distorted elements (Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss)	00:00:31
Computer name	KOVACIC-PC

a) umjetni zub

Mesh Details	
Study name	Study 1 (-Default-)
Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used	Curvature based mesh
Jacobian points	4 points
Max Element Size	0 mm
Min Element Size	0 mm
Mesh quality	High
Total nodes	21517
Total elements	14183
Maximum Aspect Ratio	53.174
Percentage of elements with Aspect Ratio < 3	92.6
Percentage of elements with Aspect Ratio > 10	0.303
% of distorted elements (Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss)	00:00:39
Computer name	KOVACIC-PC

b) pravi zub

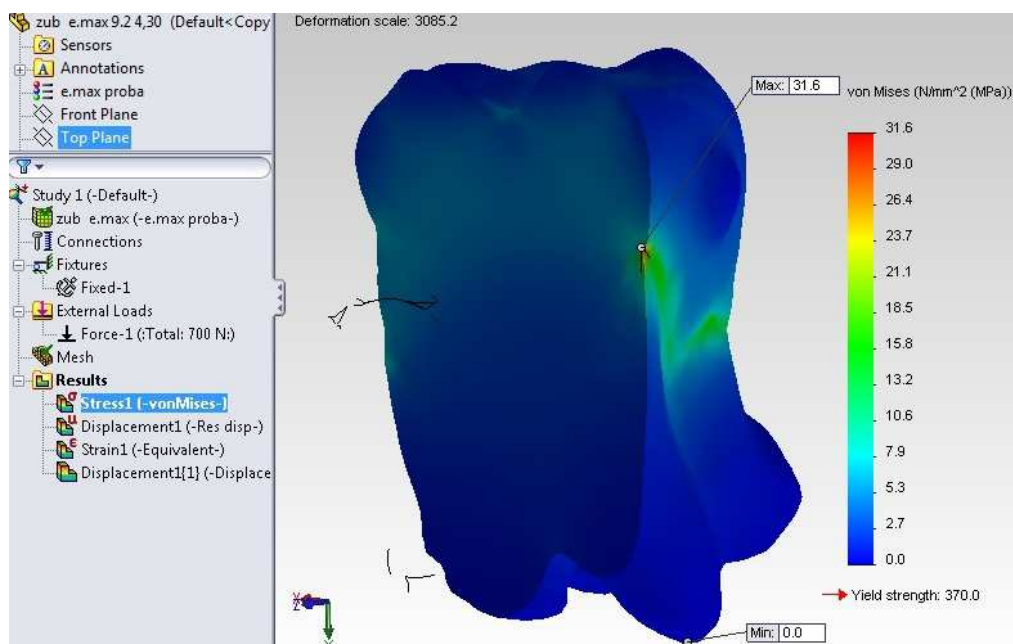
Slika 36. Podatci za mrežu konačnih elemenata a) umjetnog i b) pravog zuba

Svojstva materijala pravog zuba nisu ni homogena ni izotropna, ali zbog pojednostavljenja analize vršena je analiza s izotropnim mehaničkim svojstvima. Kod pravog zuba potrebno je definirati caklinu i dentin kao zasebne dijelove. Vršena je analiza djelovanjem jednake žvačne sile s iznosom od 700 N na umjetni i pravi zub, te je uklještenje zadano na istom mjestu. Budući da promatramo dva različita materijala, postoje i dvije različite analize.

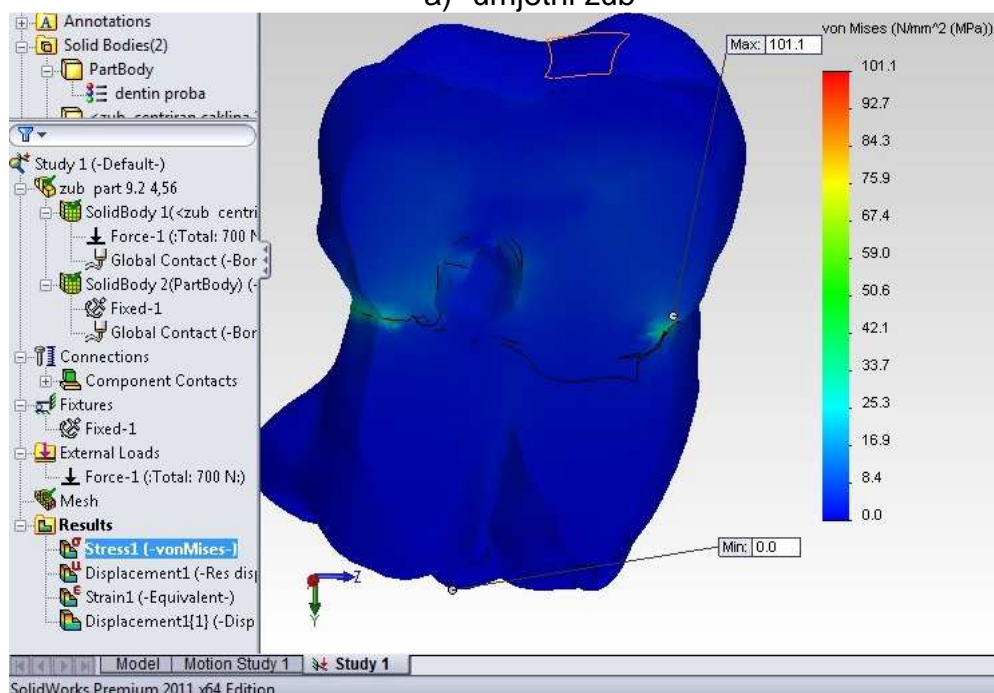
3 . 2 Usporedba analize umjetnog i pravog kutnjaka

Unutar analize u kojoj je korištena sila opterećenja od 700 N utvrđena su najveća naprezanja na mjestu spoja zuba i uklještenja (zubnog mesa). Svi modeli zuba na slikama 37, 38 i 39 su u deformiranom obliku.

Kod slučaja umjetnog zuba od e.max Press keramike ono iznosi 31,6 MPa (Slika 37.a), dok je kod pravog zuba 101,1 Mpa (Slika 37. b).



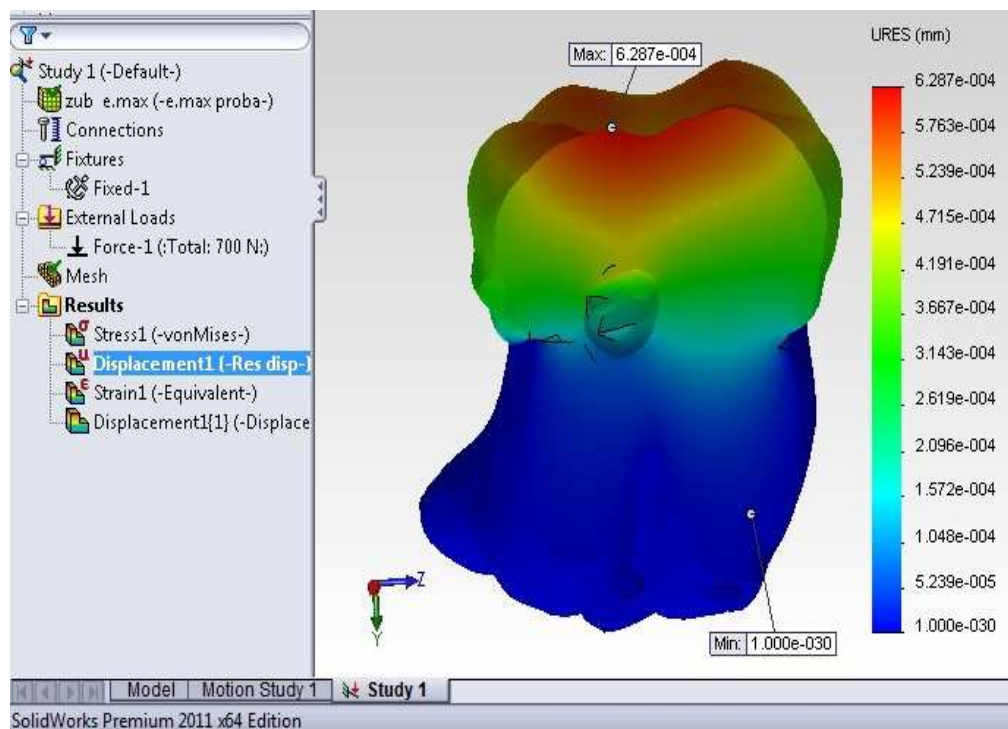
a) umjetni zub



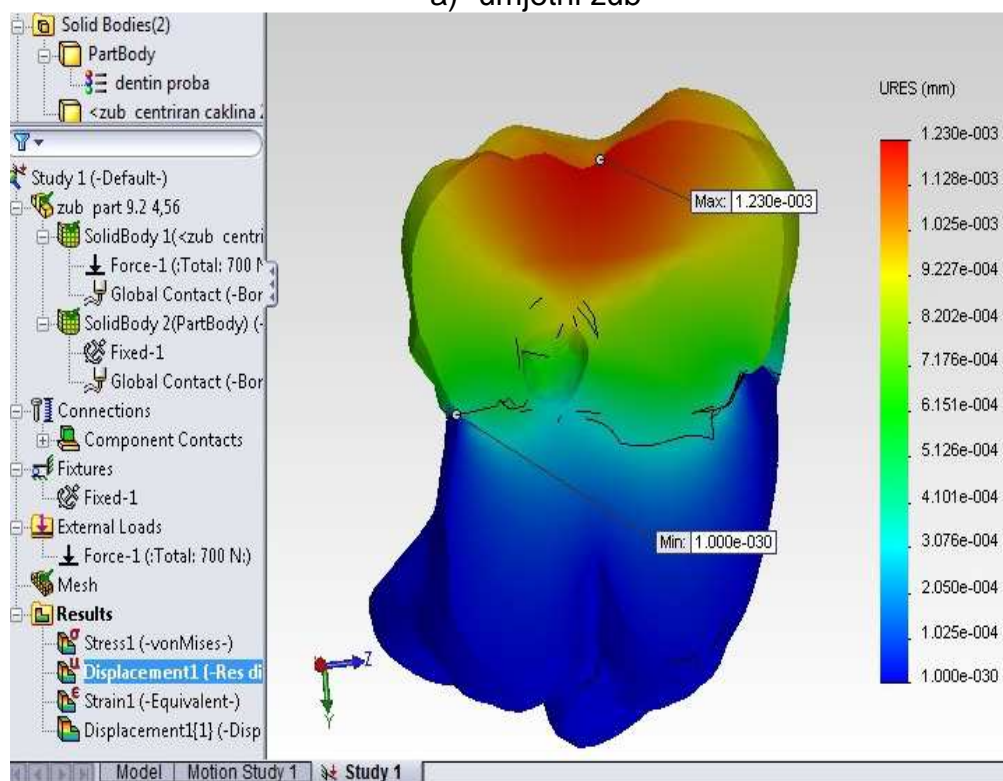
b) pravi zub

Slika 37. Prikaz naprezanja po von Mises teoriji za a) umjetni i b) pravi zub

Najveće deformacije s obzirom na djelomično bočno oštećenje zuba su prema očekivanjima bila na donjem središnjem dijelu zuba (Slika 38). Pomaci koji nastaju nakon djelovanja sile su u μm . Naravno, najveći pomak je pri djelovanju sile, dok je najmanji pri uklještenju. Kod analiza izvršenih s opterećenjem od 700N najveći pomaci su pri vrhu cakline, odnosno pri vrhu e.max Press keramike.



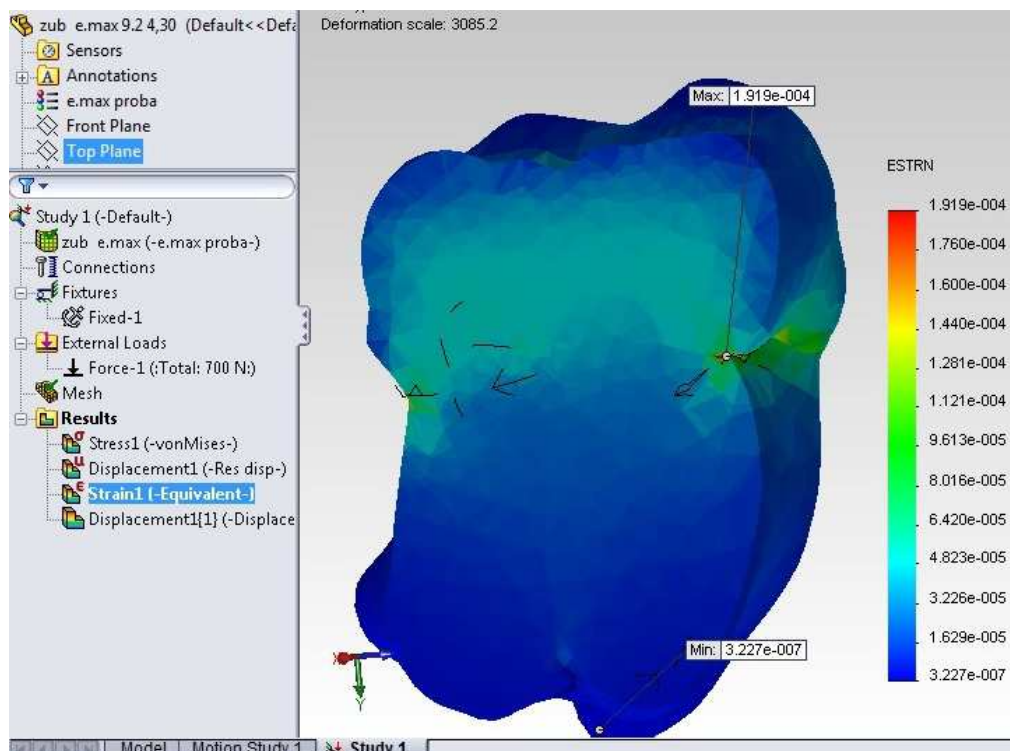
a) umjetni zub



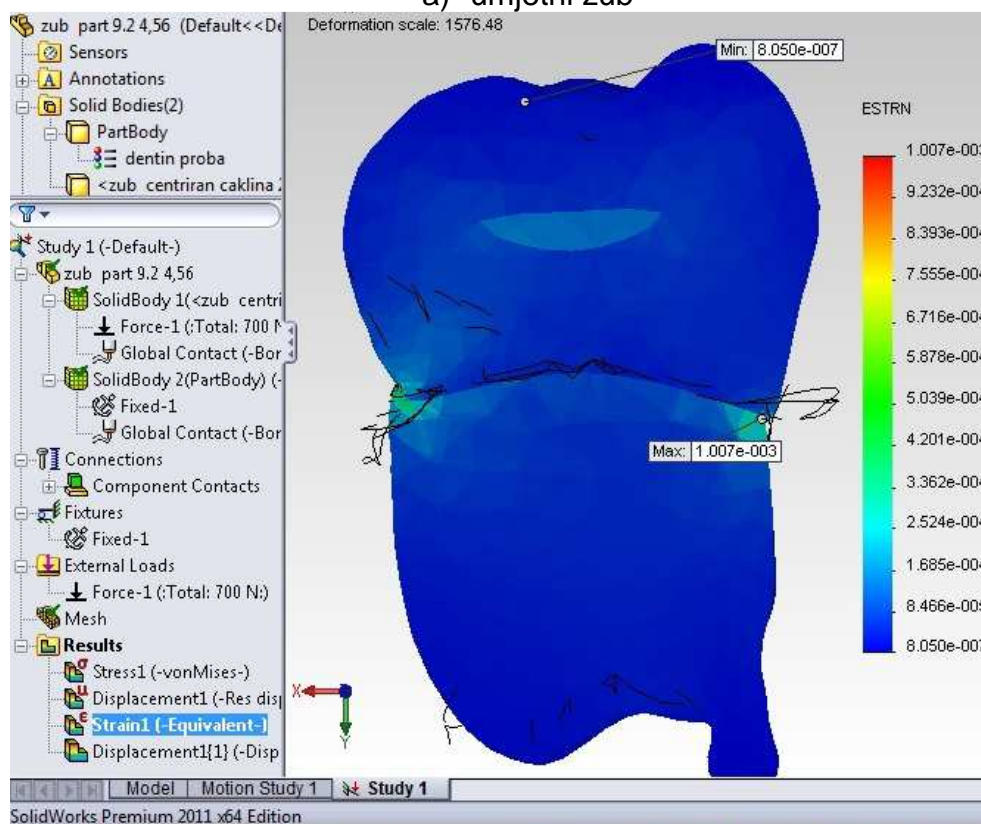
b) pravi zub

Slika 38. Prikaz pomaka a) umjetnog i b) pravog zuba

Kao što je vidljivo na slici 39, ekvivalentna napreznja po teoriji von Misesa (HMH) najveća su na mjestu uklještenja, te se njegov iznos smanjuje u koncentričnim krugovima.



a) umjetni zub



b) pravi zub

Slika 39. Prikaz ekvivalentnih napreznja a) umjetnog i b) pravog zuba

4. ZAKLJUČAK

Biomehanika je područje koje povezuje mehaniku i biološke sustave. Moguća je primjena na sve sustave u ljudskom organizmu, pa tako i na zube.

U radu je prikazana mogućnost korištenja skenera za dobivanje digitalizirane snimke zuba. Ova metoda je vrlo brza i efikasna, te omogućuje snimanje i analiziranje složenih geometrijskih tijela u prostoru. Glavna prednost laserskog skeniranja je u tome što je proces bezkontaktni, brz i rezultira koordinatnim položajem koji se nalazi direktno na površini skeniranog objekta. Ponekad do izražaja dolaze i nedostaci ovakvog procesa. Naime, nakon skeniranja modela unutar cijele površine znaju ostati malene rupe, odnosno određene točke nisu spojene i nije ostvarena potpuna povezanost malih površina, te nije moguće dodijeliti svojstva materijala i točno izračunati masu i volumen samog modela. Unatoč tome moguća je primjena na razne modele i materijale.

Budući da se metoda konačnih elemenata pokazala uspješnom u raščlambi prijenosa sila i naprezanja u biološkim sustavima, korištena je za analizu naprezanja i pomaka modela pravog i umjetnog zuba u uvjetima opterećenja koja se stvaraju prilikom žvakanja. Analiza omogućuje izbjegavanje troškova izrade prototipova.

Svakako treba istaknuti da metoda konačnih elemenata ne daje sasvim precizne rezultate i da ne predstavlja potpuno realno stanje nego je samo još jedan od pokušaja približavanja problematici utjecaja žvačnih sila koje se javljaju prilikom djelovanja žvakanja.

5. LITERATURA

[1] www.Wikipedija.org, rujan 2008

[2] www.sfzg.unizg.hr/_download/repository/2011_

[3] Čatović A.: Klinička fiksna protetika; Stomatološki fakultet sveučilišta u Zagrebu; Zagreb, 1999.

[4] www.dental-miletic.com/ips-emax-krunice-ljuskice/

[5] www.issaquah-dl.com/docs/emaxpressdata.pdf

[6] Rees, J.S., Jacobsen, P.H. The elastic modulus of anamel and dentine, Clinical Materials, 1993., 14, 35-39

[7] Meštrović S., Šlaj M. Mikšić, M.: Raščlamba naprezanja i deformacija nastalih djelovanjem ortodontske sile na zub metodom konačnih elemenata; Acta Stomat Croat, 2002., (167-194)

[8] www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol3No1/3.pdf