

# FEM simulacija dentalnih vodilica

---

**Perković, Fran**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2016**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **Karlovac University of Applied Sciences / Veleučilište u Karlovcu**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:128:606464>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-11-13**



**VELEUČILIŠTE U KARLOVCU**  
Karlovac University of Applied Sciences

*Repository / Repozitorij:*

[Repository of Karlovac University of Applied Sciences - Institutional Repository](#)



zir.nsk.hr



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU  
STROJARSKI ODJEL  
*Stručni studij Strojарstva*

Fran Perković

**FEM SIMULACIJA DENTALNIH  
VODILICA**

**Fem analysis of dental guides**

Završni rad

Karlovac, 2016. godina

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU  
STROJARSKI ODJEL  
*Stručni studij Strojарstva*

Fran Perković

# **FEM SIMULACIJA DENTALNIH VODILICA**

**Fem analysis od dental guides**

Završni rad

Mentor: Nikola Šimunić, mag.ing.mech.

Karlovac, 2016. godina

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

Zahvaljujem se svom mentoru g. Nikoli Šimuniću, mag. ing. mech. na pruženoj stručnoj pomoći i savjetima pri izradi završnog rada i bratu Andri na velikoj podršci i strpljenju.

Fran Perković



## VELEUČILIŠTE U KARLOVCU

Stručni studij: Strojarsva

Usmjerenje: Konstrukcijsko Strojarsvo

Karlovac, 20.10.2016

### ZADATAK ZAVRŠNOG RADA

Student: **Fran Perković**

Matični broj: 0110612077

Naslov: **FEM Simulacija dentalnih vodilica**

Opis zadatka:

Iako brojne studije pokazuju da primjena dentalnih vodilica poboljšava preciznost kod postavljanja implantata, postojeće razvijene procedure još uvijek nisu savršene i uzrokuju odstupanja od planiranog. Odstupanja mogu biti povezana sa različitim utjecajnim faktorima, a neki od njih su: snimke računalne tomografije, segmentacija slike, tehnologija izrade vodilica, stabilnost vodilica na anatomiji pacijenta, deformacija vodilica uslijed korištenja, itd.

U završnom radu, za zadani slučaj potrebno je napraviti FEM simulaciju naprezanja i deformacije za različite debljine stjenke dentalnih vodilica (1, 2 i 3mm) uslijed djelovanja ručne sile. Rezultate prikazati grafički i tablično. Na temelju rezultata izvesti zaključke i preporuke.

Koristiti odgovarajuću dostupnu literaturu, priručnike i podatke.

Zadatak zadan:

Rok predaje rada:

Predviđeni datum obrane:

20.10.2016

14.12.2016

22.12.2016

Mentor:

Predsjednik Ispitnog povjerenstva:

Nikola Šimunić, mag.ing.mech.

dr.sc.Tihomir Mihalić

## SADRŽAJ

POPIS SLIKA .....	II
POPIS TABLICA.....	IV
SAŽETAK.....	V
SUMMARY .....	VI
1. UVOD.....	1
1.1. Dentalne vodilice do danas .....	2
1.2. Razvoj i upotreba konvencionalnih dentalnih vodilica.....	3
2. POSTAVLJANJE IMPLANTATA POMOĆU DENTALNE VODILICE.....	5
2.1. Opis dentalnih implantata .....	5
2.1.1. Materijali dentalnih implantata .....	7
2.1.1.1. Metali .....	10
2.1.1.2. Keramika.....	11
2.2. Računalna tomografija stožastih zraka (Cone Beam CT - CBCT) .....	12
2.3. Opis dentalne vodilice.....	14
2.3.1. Izrada dentalnih vodilica .....	17
2.3.1.1. Postupak izrade korak po korak.....	17
2.3.2. Stereolitografija (SLA- metoda) .....	20
2.3.2.1. Prednosti i nedostaci SLA tehnologije.....	21
3. PROBLEMATIKA POSTAVLJANJA DENTALNIH IMPLANTATA .....	22
3.1. Pogreške pri ugradnji implantata .....	23
3.2. Postotak greške .....	24
3.3. Djelovanje ljudskog faktora pri korištenju dentalnih vodilica.....	25
4. POČETNI PARAMETRI ZA IZRADU DENTALNE VODILICE.....	26
4.1. Konstrukcijski parametri dentalnih vodilica .....	26
4.2. Svojstva materijala za izradu dentalnih vodilica - " <i>Dental SG resin</i> " .....	28
4.3. Tehničke karakteristike 3D printera ( <i>Formlabs Form 2</i> ).....	29
4.4. COMSOL Multiphysics 4.3 .....	30
5. FEM SIMULACIJE DENTALNIH VODILICA .....	31
5.1. Prikaz dentalne vodilice na stvarnom problemu .....	31
5.2. Primjena programa COMSOL Multiphysics na stvarnom problemu .....	33
5.3. Rezultati simulacije.....	38
5.3.1. Rezultati naprezanja i deformacije dentalne vodilice debljine 1 mm .....	38
5.3.2. Rezultati naprezanja i deformacije dentalne vodilice debljine 2 mm .....	40
5.3.3. Rezultati naprezanja i deformacije dentalne vodilice debljine 3 mm .....	42
5.3.4. Grafički prikaz rezultata naprezanja i deformacija .....	44
6. ZAKLJUČAK.....	47
LITERATURA.....	48

## POPIS SLIKA

Slika 1. Primjer drevnog porculanskog dentalnog nadomjestka [17] .....	1
Slika 2. Primjeri drevnih dentalnih proteza [18] .....	1
Slika 3. Ireverzibilni hidrokoloid - izrada otiska [19] .....	3
Slika 4. Radiološka snimka čeljusti pacijenta .....	4
Slika 5. Različite veličine implantata za nadomještanje pojedinih zuba [3] .....	5
Slika 6. Anatomski i cilindrični implantat s unutarnjom vezom [3] .....	7
Slika 7. Bioinertni dentalni implantat od keramike [20] .....	9
Slika 8. Dentalni implantat izrađen od titana [21] .....	11
Slika 9. Dentalni implantat izrađen od keramike [22] .....	12
Slika 10. CBCT snimka čeljusti pacijenta [23] .....	13
Slika 11. Prikaz modernih CBCT uređaja [24,25] .....	14
Slika 12. Prikaz suvremene dentalne vodilice [26] .....	15
Slika 13. Dentalna vodilica sa potpunim ograničenjem [27] .....	15
Slika 14. Virtualni prikaz 3D koštane morfologije sa implantatom prema CBCT snimci anatomije [28] .....	16
Slika 15. Snimka dobivena CBCT uređajem (lijevo) i sken usne šupljine dobiven 3D skenerom [12] .....	17
Slika 16. Računalni prikaz poklapanja CBCT snimke i oralnog 3D skena [12] .....	18
Slika 17. Planiranje pozicije i orijentacije implantanata [12] .....	18
Slika 18. Model dentalne vodilice uz prikaz dentalnih implantata i njihove orijentacije (lijevo) i sami 3D model dentalne vodilice (desno) [12] .....	19
Slika 19. Fizički model dentalne vodilice izrađen na 3D printeru [12] .....	19
Slika 20. Princip rada SLA tehnologije [7] .....	20
Slika 21. Selektivno obojen model - korijen zubi [7] .....	21
Slika 22. Pogrešno postavljen implantat - implantat preblizu susjednog zuba (lijevo), prevelik nagib implantata (sredina), implantat postavljen previše uz rub i izvan kosti (desno) [12] .....	22
Slika 23. Greške kod pozicioniranja implantata pomoću dentalne vodilice .....	23
Slika 24. Prikaz podržane stijenke [15] .....	26
Slika 25. Prikaz nepodržane stijenke [15] .....	27
Slika 26. Prikaz minimalnog otvora u x,y i z osi [15] .....	27
Slika 27. Formlabs Form 2 [16] .....	29
Slika 28. COMSOL Multiphysics [29] .....	30
Slika 29. Prikaz mandibule .....	31
Slika 30. Pozicije dentalnih implantata .....	32
Slika 31. Prikaz dentalne vodilice na stvarnom problemu .....	32
Slika 32. Odabir radnog sustava .....	33
Slika 33. Odabir radnog modula .....	33
Slika 34. Prikaz dentalne vodilice sa tetraedarskom volumenskom mrežom .....	34
Slika 35. Definiranje materijala <i>Dental SG resin</i> .....	35
Slika 36. Definiranje fiksnih točaka .....	35
Slika 37. Odabir pozicije i iznosa sile .....	36
Slika 38. Pokretanje simulacije .....	36
Slika 39. Promjena prikaza naprezanja i deformacije .....	37
Slika 40. Prikaz naprezanja vodilice debljine 1 mm (COMSOL) .....	38

---

Slika 41. Prikaz deformacija vodilice debljine 1 mm (COMSOL) .....	39
Slika 42. Prikaz naprezanja vodilice debljine 2 mm (COMSOL) .....	40
Slika 43. Prikaz deformacija vodilice debljine 2 mm (COMSOL) .....	41
Slika 44. Prikaz naprezanja vodilice debljine 3 mm (COMSOL) .....	42
Slika 45. Prikaz deformacija vodilice debljine 3 mm (COMSOL) .....	43
Slika 46. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 1) .....	45
Slika 47. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 2) .....	45
Slika 48. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 3) .....	46
Slika 49. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 4) .....	46



**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Kontakt kosti i implantata kod različite obrade površine, nakon oseintegracije implantata i kosti [3].....	6
Tablica 2. Biološka i mehanička kakvoća materijala [1] .....	9
Tablica 3. Svojstva dentalne SG smole [16] .....	28
Tablica 4. Tehničke karakteristike 3D printera <i>Formlabs Form 2</i> [16].....	29
Tablica 5. Rezultati simulacija .....	44

## SAŽETAK

Dentalna implantologija razvija se od drevnih vremena starih Inka i Maya pa sve do danas. Suvremeni implantat je titanski ili keramički vijak koji se ugrađuje u kost gornje ili donje čeljusti i služi kao zamjena za korijen izgubljenog zuba. Nakon ugradnje implantata dolazi do procesa oseintegracije odnosno do procesa srastanja okolne čeljusne kosti i implantata. Dentalni implantati postavljaju se pomoću odgovarajućih dentalnih vodilica. Dentalne vodilice nam služe kako bi što jednostavnije postavili unaprijed planirani implantat te nam određuju poziciju i kut postavljanja implantata. Prije samog postavljanja implantata potrebno je izraditi vodilicu prema određenoj proceduri. Prvenstveno se mora snimiti anatomija pacijenta određenim dentalnim skenerom i CBCT uređajem prema čijim snimkama se virtualno planira izrada dentalne vodilice poštujući razna ograničenja postavljanja implantata (krvne žile, živci, korijeni susjednih zubi). Dentalne vodilice izrađuju se primjenom stereolitografije (SLA metoda) na suvremenim AM uređajima.

Nakon izrade vodilice u nekom od predviđenih softverskih rješenja, pristupamo simulaciji naprezanja i deformiranja dentalnih vodilica. U ovom radu promatrali smo naprezanja i deformacije koje se događaju prilikom korištenja. Dobiveni rezultati prikazani su tablično i grafički.

Ključne riječi: dentalni implantat, dentalna vodilica, deformacije, naprezanja

## **SUMMARY**

Dental implantology has been developing since early ages in cultures of Inkas and Mayas up until now. Modern implant is ceramic or titanic screw used to replace root of lost teeth and is inserted in upper or lower jaw. Later the proces of osseointegration will take part and bone tissue will coalesce with inserted implant. Dental implants are inserted using defined dental guides. Dental guides are used to insert dental implants easily at the correct angle and inclination that has been previously planed. Before the insertion of dental implants the dental guides need to be made. First we need to scan pacients anatomy using dental scanners and CBCT machines. 3D images are being used to virtually design dental guides taking care of all limitations (blood vessels, nerves and roots of adjacent teeth). Most common way to make dental guides is stereolitography (SLA method) on modern AM devices.

After the production of dental guides in modern softwares we can examine stress and strain of dental guides. In this article we have been examining strain and stresses of dental guides due to usage. All resaults are shown graphically and in tables.

Key words: dental implant, dental guide, strain, stress

## 1. UVOD

Implantologija je jedna od najstarijih grana dentalne medicine, a tu činjenicu je moguće potkrijepiti i dokazima. Najstariji dokaz upotrebe implantata otkrio je znanstvenik Frederick Wilson Popenoe kada 1931. godine, istražujući Latinsku Ameriku, pronalazi u Hondurasu ostatke čeljusne kosti koja je pripadala mlađoj ženskoj osobi iz civilizacije Maya. Nalaz potječe iz 600. godine prije Krista, a u čeljusti su nedostajala 3 sjekutića koji su bili zamijenjeni replikama zuba izrađenim od školjaka. Takva čeljusna kost bila je u potpunosti funkcionalna.



**Slika 1. Primjer drevnog porculanskog dentalnog nadomjestka [17]**

Isto tako pronalazak lubanje u Francuskoj, stare više od 2000 godina, sadržavala je dentalni implantat od lijevanog željeza. Slične slučajeve znanstvenici su pronalazili i kod egipatskih mumija.

Kroz povijest se vidi da su ljudi pokušavali izrađivati implantate i od životinjskih zubi, koji su relativno brzo propadali zbog svoje poroznosti, dragog kamenja, porculana i sličnih materijala.



**Slika 2. Primjeri drevnih dentalnih proteza [18]**

Do sredine 20. stoljeća nije se dogodio niti jedan značajan događaj u dentalnoj implementaciji sve dok 1950. godine na Sveučilištu Cambridge nije osmišljena metoda konstrukcije titanske komore.

1952. godine g. Branemark uočio je da kosti srastaju jako blizu titanskim implantatima i savršeno prijanjaju tom metalu te je 1965. godine prvi puta upotrijebio titanske implantate kod ljudi. Od tada se susrećemo s pojmom oseointegracija što je zapravo proces kroz koji prolazi pacijent nakon ugradnje implantata, a zapravo se odnosi na kvalitetno urastanje implantata sa čeljusnom kosti. [1]

### **1.1. Dentalne vodilice do danas**

Otkriće oseointegracije rapidno je dovelo do šire upotrebe dentalnih implantata. Problemi oko ugradnje implantata često su povezani s nepreciznom dijagnozom, neadekvatnim zahvatom i operacijskom metodom te nepreciznim pozicioniranjem istog. Ti problemi mogu biti uklonjeni korištenjem dentalnih vodilica za ugradnju implantata.

Prilikom ugradnje dentalnih implantata korištenjem konvencionalno izrađenih dentalnih vodilica, koje su bile u upotrebi pri samim počecima razvijanja dentalnih vodilica, sam ishod operativnog zahvata često je bio nepredvidljiv. Ukoliko su implantati i bili dobro pozicionirani znalo se dogoditi da mjesto ugradnje i pomak implantata često utječu na optimalne postoperativne zahtjeve.

Visoka preciznost u planiranju operativnog zahvata vrlo je značajna kako bi se smanjila oštećenja zubala i kosti prilikom ugradnje implantata. To možemo postići upotrebom računalne tomografije stožastih zraka (CBCT - Cone Beam Computed Tomography), 3D programskim paketom za planiranje ugradnje implantata, preciznom izradom dentalnih vodilica korištenjem 3D printera i računalno navođenim operacijskim postupkom ugradnje implantata.

U prošlosti specijalisti ortodoncije su imali tendenciju postavljanja implantata na mjestima gdje je bila najveća površina čeljusne kosti. Manje su se obazirali na završni ishod rekonstrukcije zubala. U većini slučajeva ugradnja implantata nije bila precizna kao što je bilo planirano. I najmanja varijacija u usporedbi sa idealnim pozicioniranjem uzrokuje probleme u obradi završne proteze. Točno planiranje je potrebno kako bi se postigao najbolji funkcionalni i estetski rezultat. Preciznost u pozicioniranju implantata može biti postignuta

upotrebom dentalnih vodilica koje pružaju adekvatnu informaciju o pozicioniranju implantata tijekom operacije nasjedanjem na postojeće zubalo ili zubno meso.

Dentalne vodilice pružaju nam siguran operativni zahvat s minimalnim oštećenjem čeljusne kosti i postojećih susjednih zubi. Stručnjaci opisuju dentalne vodilice kao pomagalo u ispravnim pozicioniranjima implantata i kutom ugradnje implantata. Glavna zadaća dentalnih vodilica je usmjeravanje dentalne bušilice i preciznom postavljanju implantata kao što je unaprijed isplanirano.

Precizan prijenos plana na operativno mjesto se izvodi konvencionalnim rendgenskim snimanjem i računalnom tomografijom stožastih zraka (CBCT).

## 1.2. Razvoj i upotreba konvencionalnih dentalnih vodilica

Nekoliko različitih vrsti dentalnih vodilica je kroz povijest navedeno u literaturi.

Neke su bile izrađene za postavljanje jednog implantata, neke za zamjenu više pojedinačnih implantata, a neke za rekonstrukciju jednog dijela zubala. Najčešće korištene tehnike izrade dentalnih vodilica kratko ću navesti u nastavku. Dijagnostički uzorak zubala proizvodi se od ireverzibilnog hidrokoloida (termoplastična masa). Ireverzibilni hidrokoloidi koji se primjenjuju u stomatološkoj protetici su soli alginske kiseline - alginati (polisaharidi). Prah ireverzibilnih hidrokoloida sastoji se od oko 12 % topivih soli alginske kiseline kao što su natrijev, kalijev ili amonijev alginat, te 12% sporo topivih kalcijevih soli (npr.  $\text{CaSO}_4$ ). [2]



Slika 3. Ireverzibilni hidrokoloid - izrada otiska [19]

Hidrokoloidni uzorak odljevka sa voštanom fiksiranom dentalnom protezom načinjen je kao kalup. Čista kemijski aktivna akrilna smola se ulijeva u prethodno napravljeni kalup i tu se očvršćuje. Na odljevku se prema unaprijed određenim pozicijama rade provrti koji će kasnije služiti kao vodilice za dentalnu bušilicu. U te provrte se kasnije postavljaju čahurice od nehrđajućeg čelika određene duljine i promjera i učvršćuju se u dentalnu vodilicu. [2]

Sljedeća metoda pripreme dentalne vodilice je iz vakuumski formiranih uzoraka. Nakon unošenja dijagnostičkog voska i pripreme finalne rekonstrukcije napravljen je duplikat i iz toga se izrađuje odljevak. Vakuumski formiran uzorak smješten je preko odljevka i prazni prostor između odljevka i uzorka ispunjava se radiološki nevidljivim materijalom (barij sulfat).

Također postoji metoda gdje se koriste dva vakuumski formirana uzorka, jedan preko skiciranog dijagnostičkog uzorka i drugi preko dupliciranog dijagnostičkog uzorka od dijagnostičkog voska. Oba uzorka se vraćaju na nepromjenjeni dijagnostički odljevak. Krajevi oba uzorka se skraćuju kako bi postali podudarni. Dijagnostički vosak se uklanja i šupljina među uzorcima se ispunjava čistom ortodontskom smolom ili radiološki nevidljivim materijalom. Ispunjeni uzorci se postavljaju preko nepromjenjenog dijagnostičkog uzorka, izrađuju se provrti prema unaprijed određenim pozicijama za postavljanje implantanata.

Panoramska radiologija koja je i dalje standardna i široko primjenjiva ima dijagnostička ograničenja kao što su proširenost i iskrivljenje slike te nedostatak informacija o dimenzijama čeljusnih kosti u buko-lingvalnom smjeru. Tako proizvedene dentalne vodilice na osnovu dentalnog odljevka su neprecizne zbog krutosti odljevka. Također, nedostaju podaci o tkivu ispod površine zubnog mesa i topografiji kostiju.



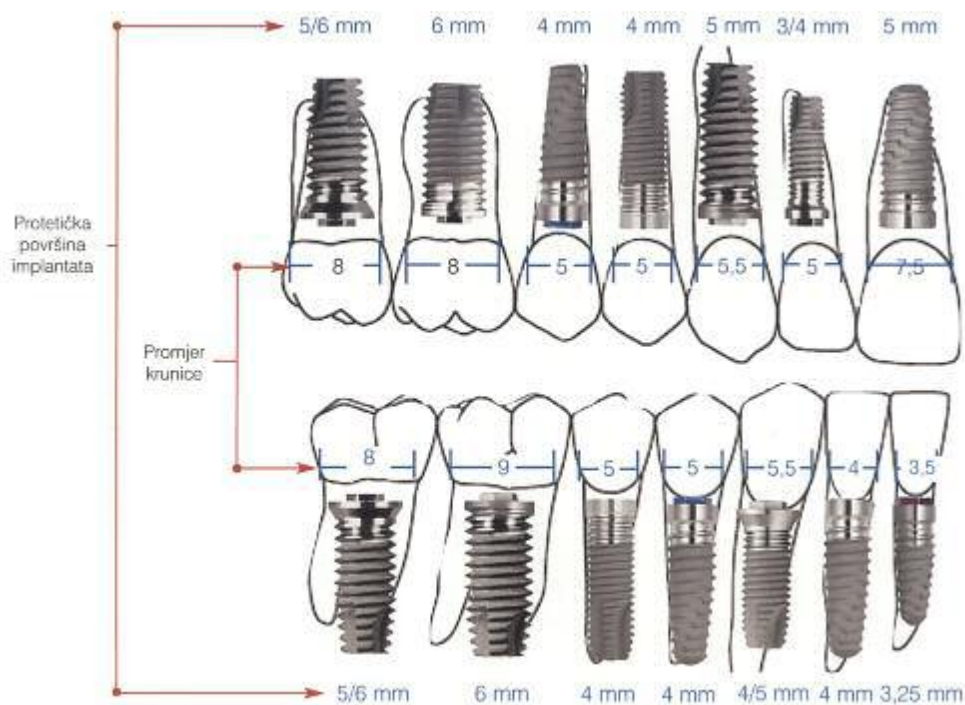
**Slika 4. Radiološka snimka čeljusti pacijenta**

## 2. POSTAVLJANJE IMPLANTATA POMOĆU DENTALNE VODILICE

### 2.1. Opis dentalnih implantata

Implantat je titanski (keramički) vijak koji se ugrađuje u kost gornje ili donje čeljusti i služi kao zamjena za korijen izgubljenog zuba budući da se sile žvakanja prenose njegovom osovinom i stimuliraju prirodni proces obnavljanja koštane strukture. Implantati izrađeni od bio-kompatibilnih materijala biološki su tolerantni, ne izazivaju reakciju te ostaju nepromjenjeni u koštanom tkivu.

Na proces oseintegracije utječu bio-kompatibilnost implantata, morfologija implantata, tj. makrostruktura (oblik - cilindričan, koničan) i mikrostruktura (obrađena površina) implantata, situacija okoline, operativne tehnike te kontrola protetskog opterećenja. Mikrostruktura implantata se tijekom povijesti stalno mijenjala, od mehanički obrađenog - tokarenog implantata preko implantata površinski obrađenog plazma sprejem i hidroksiapatitom sve do današnjeg *osseotite* sloja - titana obrađenog jetkanjem. *Osseotite* sloj omogućuje da su svi prostori implantata ispunjeni koštanim tkivom, tj. da mezenhimalne stanice dolaze direktno do površine implantata preko fibrinske mreže. Modificiranjem mikrostrukture implantata dolazi i do povećavanja kontakta kost-implantat.



Slika 5. Različite veličine implantata za nadomještanje pojedinih zuba [3]



U *tablici 1.* prikazani su usporedni podaci o kontaktima različito obrađenih površina titanskih implantata i kosti nakon završene oseointegracije iz koje je vidljivo da implantati obrađeni jetkanjem (*osseotite* sloj) ostvaraju bolju adheziju trombocita i titana te dolazi do bržeg formiranja koaguluma, tj. bolje reparacije tkiva. [3]

VRSTA POVRŠINE	POSTOTAK REGENERACIJE TKIVA
Strojno obrađena površina	30-40%
Plazmirani titan	40-50%
Površina obrađena hidroksiapatitom	60-70%
Osseotite sloj	72-77%

**Tablica 1. Kontakt kosti i implantata kod različite obrade površine, nakon oseointegracije implantata i kosti [3]**

Najčešće se koristi cilindrični oblik dentalnih implantata. No u situacijama gdje je teže dobiti primarnu stabilnost s cilindričnim, kao što su područja s manjom gustoćom kosti te suženja vestibularne kosti, koriste se anatomski implantati koničnog oblika. Oni se također koriste tamo gdje je teže postaviti cilindrični implantat zbog konvergentnosti susjednih korijena te odmah nakon ekstrakcije zuba. Ovisno o protetskoj konstrukciji postoje unutrašnja i vanjska veza cilindričnog ili anatomskeg implantata i nadogradnje. Unutarnja veza temelji se na klik-vezi koju proizvode retentivna krilca nadogradnje, a potvrđuje i garantira da su komponente pravilno postavljene i na taj način nije potrebna RTG kontrola. Unutarnju vezu 6/12 predstavljaju šesterokutna glava i dvostruki šesterokut s 12 točaka. Šesterokutna glava ima funkciju određivanja položaja implantata i sprječavanja rotacije ravnih nadogradnji.

Dvostruki šesterokut s 12 točaka omogućava rotacijski položaj svakih 30 stupnjeva za nadogradnju s nagibom, što stvara veliku mogućnost postizanja pravilnog položaja. Makrostruktura implantata, tj. cilindričan i koničan oblik, kao i mikrostruktura, tj. površina jetkanog titana, zaslužni su za izuzetnu primarnu stabilnost kao i kvalitetnu vezu kosti i implantata nakon završene oseointegracije.



**Slika 6. Anatomski i cilindrični implantat s unutarnjom vezom [3]**

### **2.1.1. Materijali dentalnih implantata**

Materijali koji se koriste za izradu implantata pripadaju skupini takozvanih aloplastičnih, to jest neživih materijala, koji se unose u biološku sredinu. Takvi se materijali nazivaju bio materijalima čija je svrha postizanje interaktivne veze sa živom okolinom. Temeljni zahtjev za sve bio materijale, pa prema tome i za dentalne implantate, je da su neškodljivi lokalno i u čitavom organizmu odnosno da bio materijal ne izaziva bilo kakvu neželjenu reakciju žive okoline.

Dentalni implanatati moraju posjedovati:

- biološka svojstva
- kemijska svojstva
- mehanička svojstva

Kod bioloških svojstava treba istaknuti kako ti materijali ne smiju biti toksični, kancerogeni, radioaktivni te ne smiju uzrokovati upalne ili alergijske reakcije organizma. U smislu kemijskih svojstava moraju biti inertni, otporni na koroziju i netopivi. Kako bi zadovoljili mehanička svojstva, dentalni implantati moraju imati odgovarajuću čvrstoću zbog trajnosti te elastičnost sličnu okolnoj kosti.

Materijali koji se danas upotrebljavaju u dentalnoj implantologiji dijelimo s obzirom na reakcije koje izazivaju u koštanom metabolizmu. [4]

Materijale dijelimo na:

- biotolerantni materijali
- bioinertni materijali
- bioaktivni materijali

Biotolerantni materijali većinom su kovine (nehrđajući čelik, krom-kobalt-molibden legura, legure plemenitih kovina) te plastične mase (polioksimetilen, polimetilmetakrilat).

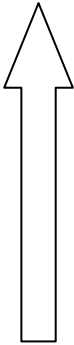
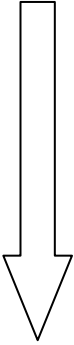
Kod bioinertnih materijala (titan, tantal i aluminijskooksidna keramika) ugradnjom u kost ne umanjuje se regenerativna sposobnost okolnog koštanog tkiva te se tako koštana veza ostvaruje oseintegracijom (proces sraštanja s koštanim tkivom).

Bioaktivni materijali (staklena keramika, kalcij-fosfatna keramika) nakon ugradnje u koštano tkivo pobuđuju osteogenezu (proces nastajanja i formiranja kostiju). Međutim, osnovni je problem tih materijala njihova resorbilnost, odnosno prodor osteogeneze s površinom materijala u dubinu, odnosno u koštano tkivo domaćina.

Istraživanje na životinjskom modelu pokazala su da su za upotrebu u dentalnoj implantologiji najprihvatljiviji bioinertni materijali. Zato su u današnjoj komercijalnoj upotrebi najčešći implantati od nekog bioinertnog materijala, eventualno presvučeni slojem nekog bioaktivnog materijala. U mehaničkom smislu najbolje su legure krom-kobalt-molibden i čelik, a najslabije keramika. Titan i njegove legure prihvatljivi su u smislu i mehaničke kakvoće i biokompatibilnosti te se najčešće i primjenjuju.



Slika 7. Bioinertni dentalni implantat od keramike [20]

SVOJSTVA	KAKVOĆA	
<b>BIOREAKTIVNI</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• HA - keramika</li> <li>• Tkf - keramika</li> <li>• staklo - keramika</li> </ul>		<b>MEHANIČKA</b>
<b>BIOINERTNI</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - keramika</li> <li>• titan</li> <li>• tantal</li> </ul>		
<b>BIOTOLERANTNI</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Co-Cr-Mo</li> <li>• čelik</li> </ul>		<b>BIOLOŠKA</b>

Tablica 2. Biološka i mehanička kakvoća materijala [1]

### 2.1.1.1. Metali

Postoje 3 glavna tipa legura za implantate :

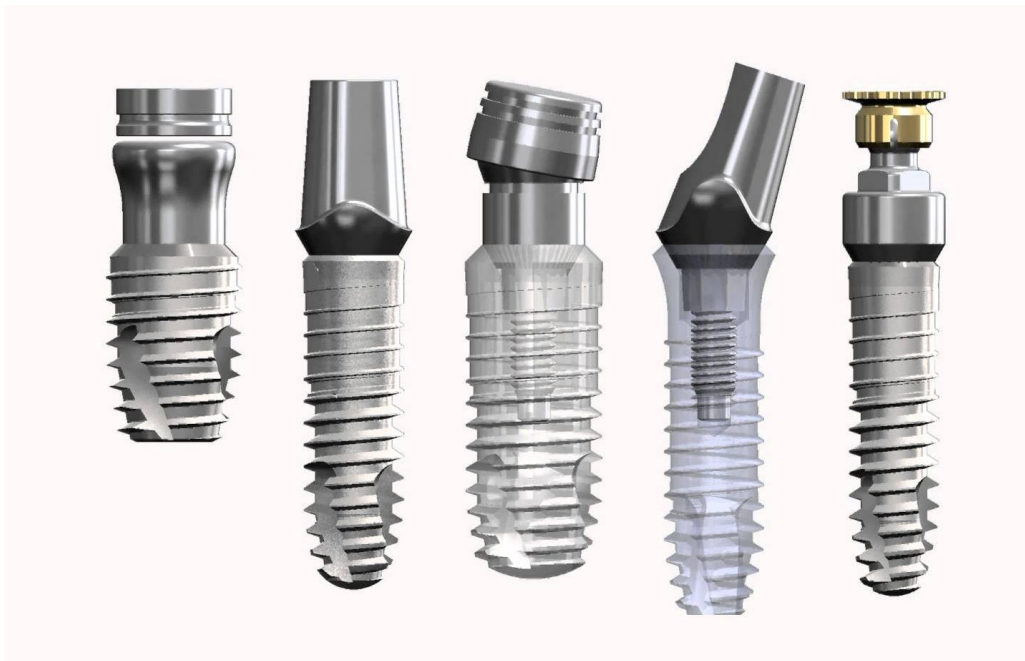
- legure kobalt-krom-molibdena
- nehrđajući čelik
- titan

Legure kobalt-krom-molibdena sadrže približno 62% kobalta, 28% kroma i 6% molibdena.[1] Koriste se prvenstveno za izradu implantata postupkom lijevanja. Otpornost na koroziju ovih legura u biološkoj sredini mnogo je bolja nego kod nehrđajućih čelika. Nehrđajući čelik sadržava 18% kroma i 8%-12% nikla.[1] Implantati se izrađuju postupkom lijevanja ili štancanja. Troškovi izrade takvih implantata su niski jer ne zahtjevaju složene postupke oblikovanja. Hladno obrađeni imaju izvanredne karakteristike naročito što se tiče zamora materijala. Glavni nedostatak mu je slaba otpornost na rubnu koroziju.

Titan se može upotrebljavati kao čista kovina ili kao legura s drugim kovinama. U implantologiji se najčešće koriste legure titana s aluminijem i vanadijem.

Visoka biokompatibilnost, visoka otpornost na koroziju, niska toplinska vodljivost, tvrdoća, otpornost na deformacije, mala gustoća i mala masa, neutralan okus, dobra rendgenska vidljivost i prihvatljiva cijena ubrajaju se u dobre osobine titana.

Titan i njegove legure mehanički su vrlo prihvatljivi materijali, ali postaju inertni prema biološkoj sredini. Zahvaljujući sposobnosti vrlo brze oksidacije titana brzo se stvaraju uvjeti za oseointegraciju. Nažalost, istraživanja su pokazala da je vanadij (koji se koristi kod legiranja sa titanom) izuzetno toksičan pa se iz tog razloga intenzivno radi na razvoju novih legura koje ne sadrže toksične elemente. Isto tako postoji još nekoliko loših svojstava titana kao što su visoko talište (što zahtjeva posebnu tehnologiju obrade), niski modul elastičnosti, kemijska reaktivnost taline s kisikom, vodikom i dušikom te srebrno-bijela boja koja ne daje estetski izgled.



**Slika 8. Dentalni implantat izrađen od titana [21]**

#### 2.1.1.2. Keramika

Keramički materijali obuhvaćaju veliku grupu materijala sličnih osobina ali različitih struktura. Općenito, keramički materijali se sastoje od složenih kombinacija metalnih i nemetalnih materijala. Keramički materijali su tvrdi i krhki. Ovi materijali mogu biti čisti kristalni oksidi kao što je aluminij oksid ili mješavina oksida kao što su staklo ili porculan. Usprkos lošim mehaničkim osobinama i poteškoćama koje se javljaju kada treba proizvesti složene oblike, keramički materijali imaju velike mogućnosti kao implantacijski materijali zbog njihove glatke površine i zbog povoljne reakcije tkiva. Pažljivo kontroliranom karbonizacijom moguće je proizvesti ugljična vlakna slična staklu koja se nazivaju biougljik. Biougljik ima veliku tvrdoću i otpornost na koroziju. Glavni nedostatak ovog materijala je njegova krutost te ga je teško modelirati u željeni oblik nakon same proizvodnje. U smislu biokompatibilnosti i oseointegracije keramički su materijali najprihvatljiviji.

Kalcijevi i fosfatni spojevi sastavni su dio keramičkih implantata, ostvaruju izmjenu iona s okolnom kosti u oba smjera, što je temelj za kvalitetan mehanizam oseointegracije. Nažalost, zbog mehaničke inferiornosti keramički i srodni materijali nisu u široj upotrebi ali se zbog svoje biološke vrijednosti nanose na površinu nekih metalnih implantata.

Keramika bazirana na cirkoniju noviji je materijal koji bi mogao dobrim dijelom zamijeniti uporabu titana. Njegova velika prednost je boja slonovače koja je slična boji prirodnih zubi. Karakterizira ga visoka čvrstoća i žilavost, otpornost na trošenje i savijanje te se može koristiti u situacijama kod velikih opterećenja. Otporan je na koroziju te ima dobru biokompatibilnost. Ova vrsta keramike izaziva slične biološke reakcije kao titan. Istraživanja su pokazala da cirkonijevi implantati u nekim slučajevima imaju i bolja svojstva od titana, međutim potrebno je provesti više dugoročnih kliničkih ispitivanja.



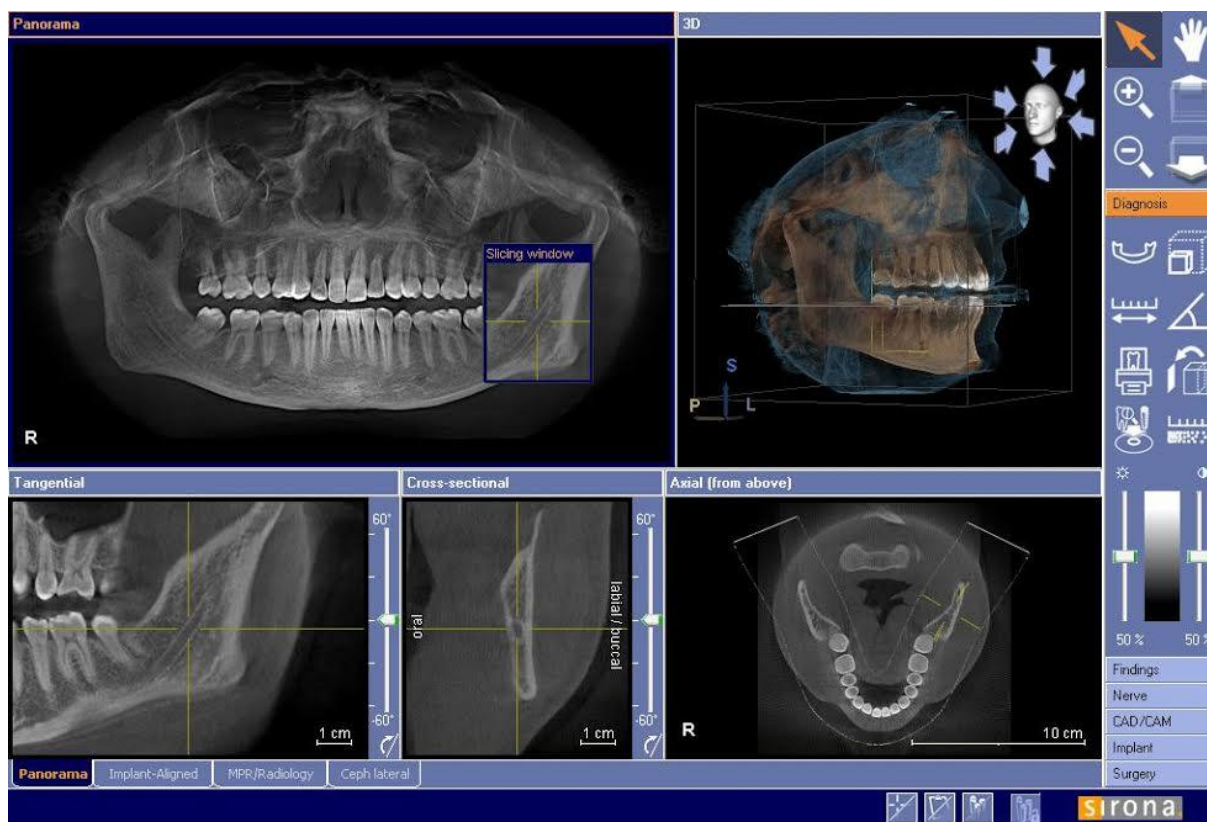
Slika 9. Dentalni implantat izrađen od keramike [22]

## 2.2. Računalna tomografija stožastih zraka (Cone Beam CT - CBCT)

Kod planiranja implantološkog zahvata 3D dijagnostika postaje imperativ. Postojanje treće dimenzije i prostornih odnosa anatomskih struktura olakšava planiranje ugradnje implantata i čini postupak sigurnijim. CBCT je najznačajniji razvoj tehnika dentalnih slikovnih postupaka u posljednjih 25 godina. [10] U stomatološku praksu donio je presječne slike i postoje očigledne koristi u dentalnoj implantologiji. Određivanje dimenzija i pozicija implantata je točnije, moguća je procjena kvalitete kosti te se smanjuje mogućnost komplikacija tijekom i nakon zahvata.

3D snimka omogućava vidljivost anatomske strukture iz različitih kutova. Može pomoći u dobivanju boljeg uvida u koštane strukture kako bi se utvrdio položaj korijena susjednih zubi, pronašli kanali ili frakture korijena. Snimke također olakšavaju postavljanje dijagnoze i planiranje terapije, povećavaju uspješnost liječenja omogućavajući terapeutu veću

predvidivost prilikom samog postavljanja implantata. 3D slikovni prikaz u dentalnoj medicini odlikuje se ponovljivošću dajući brze i precizne slike koje su konzistentne i stoga pouzdane.



**Slika 10. CBCT snimka čeljusti pacijenta [23]**

CBCT ima veću dozu zračenja od klasične rendgenske snimke, ali nam omogućava visoku razlučivost detalja.[8] Pojavila se zabrinutost zbog doze zračenja koje su obično veće u usporedbi sa konvencionalnim radiološkim snimkama no na to gotovo nije moguće sa sigurnošću odgovoriti jer tu postoji široki raspon mogućih količina zračenja različitih vrsta radioloških pretraga, što je posljedica razlika u opremi, različitosti receptora, vidnog polja uređaja itd. Jedino se možemo tješiti činjenicom da rizik od zračenja se smanjuje povećanjem životne dobi pacijenta, a da su mnogi implantološki pacijenti osobe starije dobne skupine. Ako se snima veliki broj pojedinačnih snimaka iz različitih kutova CBCT može imati manju količinu zračenja u nekim iznimnim slučajevima.

Princip CBCT-a bazira se na koničnoj zruci u 3 dimenzije i širokom panelu senzora s kutom snimanja većim od 400°. Algoritam obrade podataka sa širokog panela senzora istovremeno prima podatke iz svih smjerova te preračunava točne vrijednosti snimanog objekta.



Unatoč većoj količini zračenja prilikom snimanja, CBCT opravdava svoje korištenje kao dio protokola kod implantološkog planiranja posebice zbog višeslojne računalne tomografije i veće dijagnostičke točnosti.

CBCT će se ukorijeniti u ordinacijama, osobito u onima s naglaskom na kirurške zahvate za rješavanje specifičnih pitanja u složenijim slučajevima.

CBCT u dentalnoj medicini koristi se više od 10 godina i od tada je standardni postupak za mnoge indikacije.

Kombinacija digitalnih površinskih skenova i CBCT snimki za virtualno planiranje usađivanje implantata može se koristiti za sigurnu i učinkovitu, neinvazivnu računalno vođenu implantaciju.



Slika 11. Prikaz modernih CBCT uređaja [24,25]

### 2.3. Opis dentalne vodilice

Dentalne vodilice ne pomažu samo u dijagnostici i planiranju zahvata nego određuju mjesto i kut implantata u čeljusnoj kosti. Postavljanje implantata korištenjem dentalnih vodilica mogu se znatno smanjiti kliničke i postoperativne komplikacije. Povećani zahtjevi za dentalnim implantatima rezultirali su još bržem razvoju novijih i naprednijih izrada dentalnih vodilica. Izrada dentalnih vodilica bazirana je na sljedećim konstrukcijskim principima. Postoje vodilice bez ograničenja, vodilice sa djelomičnim ograničenjem i sa potpunim ograničenjem. Ova konstrukcijska rješenja bazirana su na broju operacijskih ograničenja koje nude dentalne vodilice. [5]



**Slika 12. Prikaz suvremene dentalne vodilice [26]**

Vodilice bez ograničenja prikazuju samo idealno mjesto implantata bez bilo kojih ograničenja u kutu i dubini bušenja. To omogućuje punu fleksibilnost u završnom postavljanju implantata. Grupa znanstvenika prvi puta je koristila ovu vodilicu koja je samo naznačavala idealno mjesto za postavljanje implantata u odnosu na susjedni i suprotni zub.

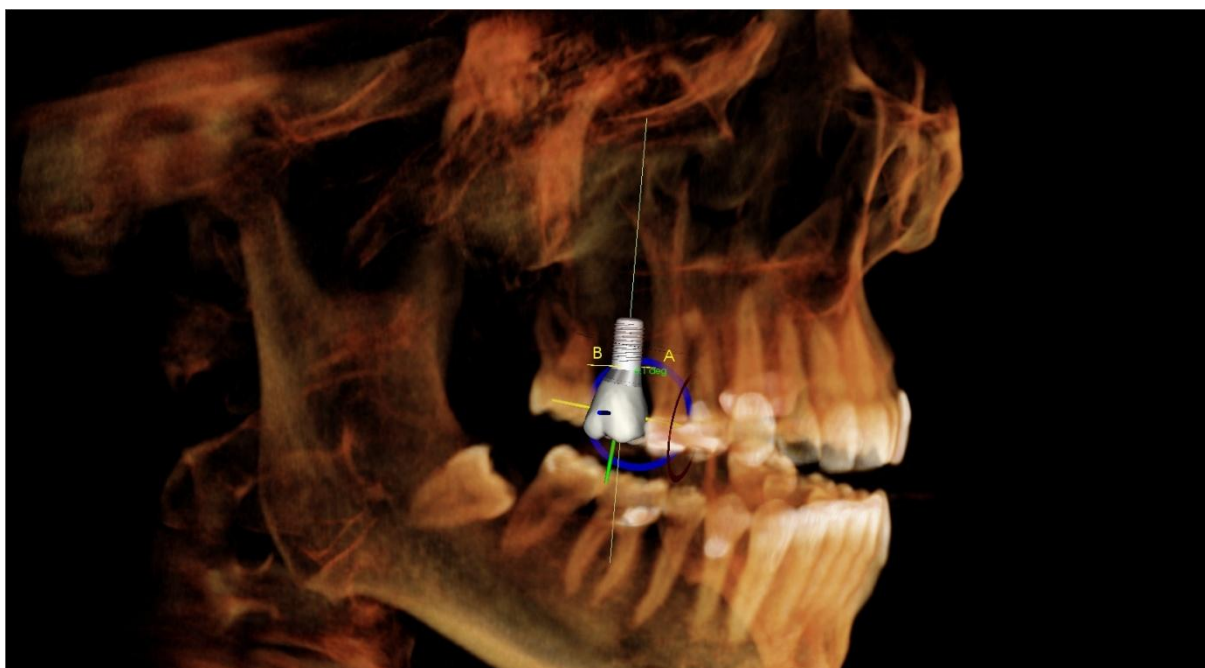
Vodilica sa djelomičnim ograničenjima koristi se samo kod prvog bušenja u čeljusnu kost, a kasnije se implantat postavlja bez vodilice. Ova vodilica konstruira se tako da se prvo izradi radiološki uzorak, a po njemu dentalna vodilica.

Vodilica s potpunim ograničenjem ne dopušta pomak u bušenju čeljusne kosti te su kut bušenja i dubina bušenja određena ranijom izradom dentalne vodilice. Postoje 2 načina izrade ovakve vodilice. Prvi način je pomoću odljevka, a drugi je pomoću CAD/CAM sustava.



**Slika 13. Dentalna vodilica sa potpunim ograničenjem [27]**

Dentalne vodilice izrađene pomoću CAD/CAM sustava koriste podatke dobivene računalnom tomografijom stožastih zraka (CBCT) te se po tome izrađuje plan ugradnje implantata. CT slike se zatim prebacuju u zapis kojeg prepoznaje softver za planiranje izvođenja operacije. Softver prebacuje plan izvršenja operacije na mjesto izvođenja same operacije. CAD/CAM sustavi korišteni pri izradi dentalnih vodilica nude nam mnoge prednosti. Na primjer virtualni 3D prikaz koštane morfologije nude kirurgu prikaz mjesta operacije prije postavljanja implantanata.



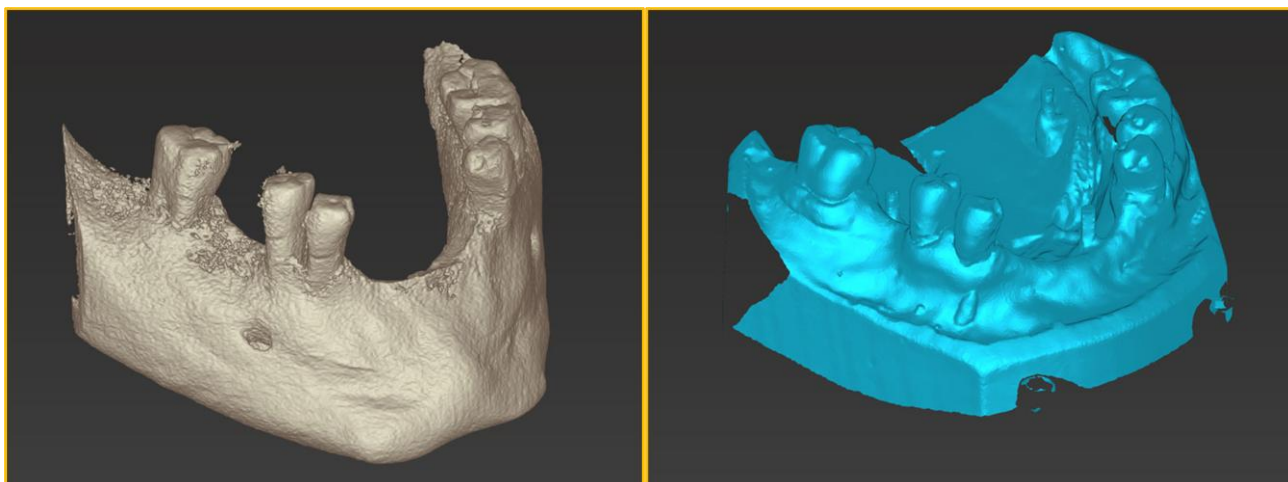
**Slika 14. Virtualni prikaz 3D koštane morfologije sa implantatom prema CBCT snimci anatomije [28]**

### 2.3.1. Izrada dentalnih vodilica

U ovom poglavlju detaljnije ću prikazati algoritam izrade dentalnih vodilica, od uzimanja snimke čeljusti CBCT uređajem do izrade fizičkog modela dentalne vodilice izrađene stereolitografijom.

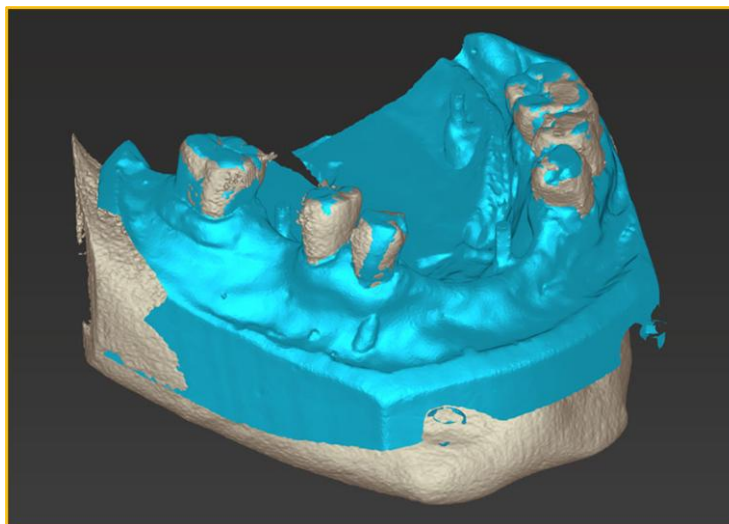
#### 2.3.1.1. Postupak izrade korak po korak

Kako bi dobili potpuni model ljudske čeljusti potrebno je provesti dva početna postupka. Prvo je potrebno snimiti čeljust CBCT uređajem kako bi dobili prikaz koštane strukture pacijentove čeljusti, a zatim je potrebno snimiti vanjsku anatomiju usne šupljine bilo oralnim 3D skenerom ili uzimanjem dentalnog otiska kojeg je kasnije potrebno skenirati konvencionalnim 3D skenerom.



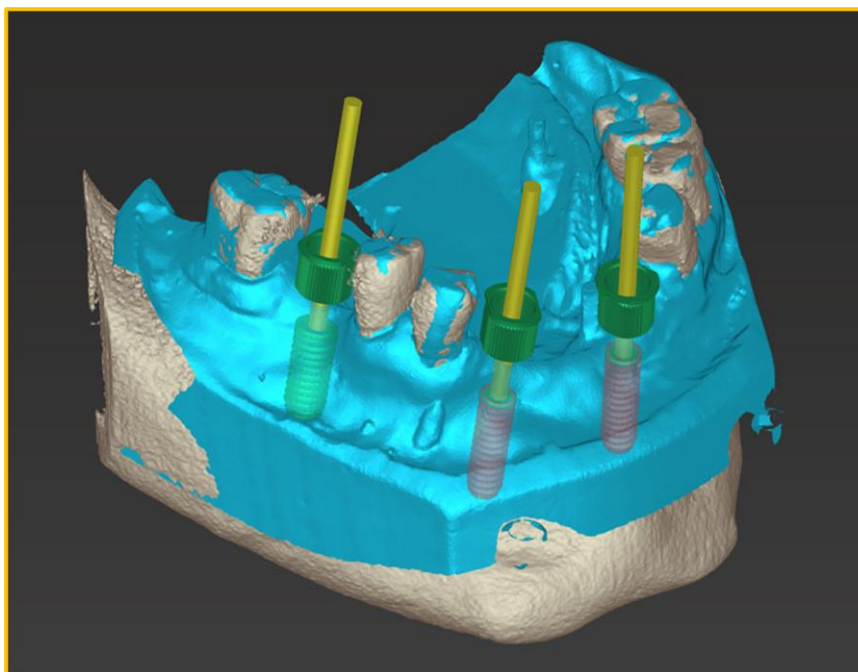
**Slika 15. Snimka dobivena CBCT uređajem (lijevo) i sken usne šupljine dobiven 3D skenerom [12]**

Nakon uzimanja potrebnih snimki potrebno ih je preklopiti u nekom od odgovarajućih programa kako bi dobili potpuni prikaz pacijentove čeljusti. Obje snimke moraju se u potpunosti poklapati.



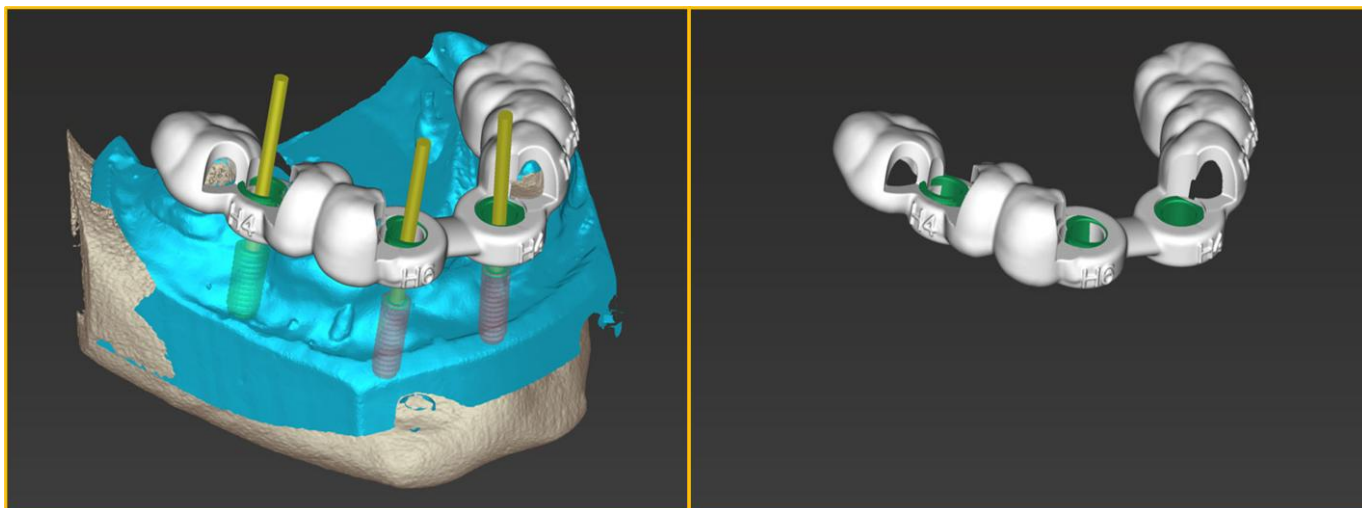
**Slika 16. Računalni prikaz poklapanja CBCT snimke i oralnog 3D skena [12]**

Kada dobijemo potpuni prikaz pacijentove anatomije tada možemo pristupiti određivanju pozicije i orijentacije implantata, odnosno planiranju završne dentalne vodilice. Kod planiranja pozicija za ugradnju implantata vrlo je bitno paziti na susjedne zubne korijene, živce i krvne žile kako ne bi došlo do nepotrebnog dodatnog oštećenja.



**Slika 17. Planiranje pozicije i orijentacije implantanata [12]**

Nakon planiranja pozicije i kuteva implantata pristupamo konstrukciji dentalne vodilice koristeći pripadajući CAD program. U ovom koraku više nam nisu potrebne CBCT snimke i sken usne šupljine nego samo 3D model dentalne vodilice. Takav 3D model potrebno je izraditi na nekom od 3D printera koji koriste potupak stereolitografije.



**Slika 18. Model dentalne vodilice uz prikaz dentalnih implantata i njihove orijentacije (lijevo) i sami 3D model dentalne vodilice (desno) [12]**



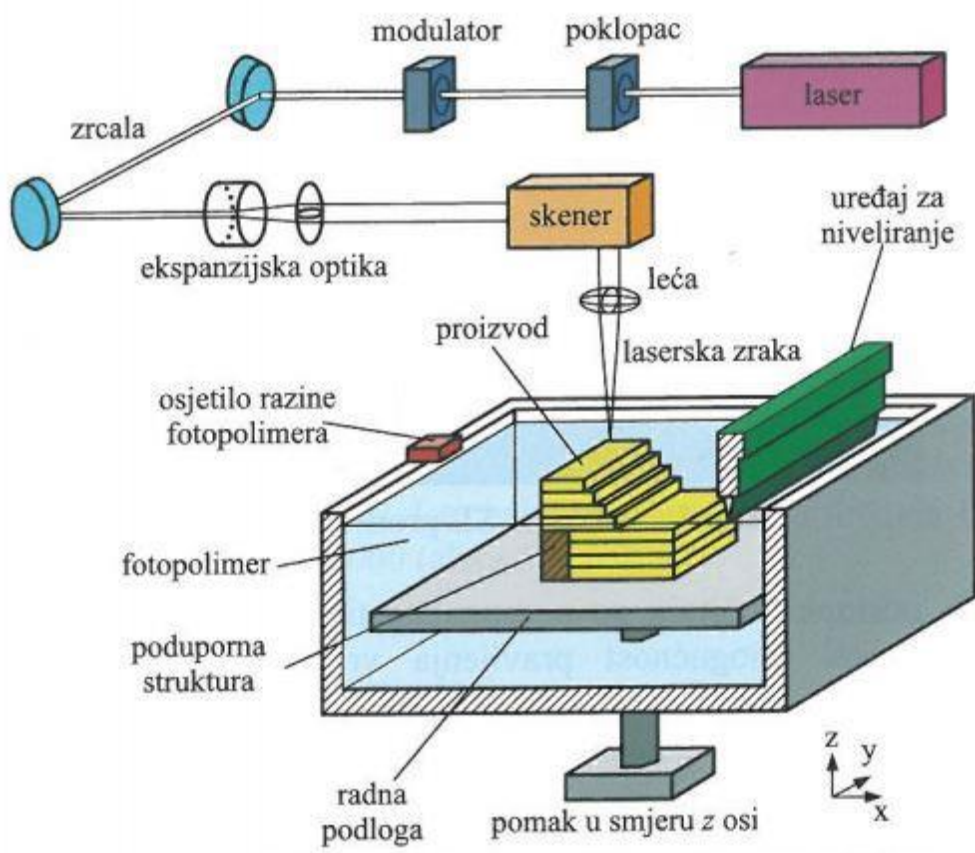
**Slika 19. Fizički model dentalne vodilice izrađen na 3D printeru [12]**

### 2.3.2. Stereolitografija (SLA- metoda)

Jedna od tehnologija aditivne proizvodnje s najširim područjem primjene, a ujedno i prva komercijalno dostupna u svijetu je stereolitografija. Kapljevite, akrilne, vinilne ili epoksidne smole fotopolimerizacijom očvršćuju sloj po sloj. Debljina sloja fotopolimera odgovara debljini sloja CAD modela proizvoda. S 3D računalnog modela direktno se na uređaj za stereolitografiju prenose oblik i dimenzije proizvoda. Princip rada vidljiv je na slici 18. [7]

U uporabi su sustavi očvršćivanja fotopolimera pomoću laserskog skeniranja, a razvijeni su i sustavi očvršćivanja fotopolimernog materijala projekcijom UV svjetlosti. Kod proizvodnje SLA tehnologijom ključna je izrada prvog sloja te precizno prijanjanje slojeva jedan na drugi.

U smislu medicinskog modeliranja, stereolitografija je idealna u mnogo pogleda. Transparentnost većine SLA materijala omogućuje bolju preglednosti. Činjenica da neupotrijebljeni materijal ostaje u kapljevitom stanju znači da isti lako može biti uklonjen iz unutarnjih prostora i šupljina. Neke smole moguće je selektivno obojiti, što se može upotrijebiti za prikaz korijena zubi u čeljusnoj kosti.



Slika 20. Princip rada SLA tehnologije [7]

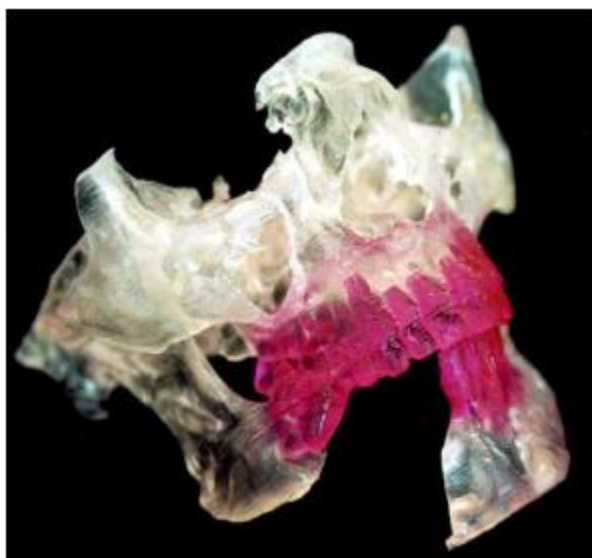
### 2.3.2.1. Prednosti i nedostaci SLA tehnologije

#### Prednosti:

- dobro razvijena tehnologija
- visoka točnost
- dobra završna obrada
- malo otpadnog materijala
- standardni medicinski materijali
- mogućnost sterilizacije i višebojnosti
- transparentnost modela
- potpuno automatiziran postupak

#### Nedostatci:

- potreba za naknadnom obradom
- visoki troškovi uređaja i materijala
- zahtjevi rukovanja smolom
- ograničenost u materijalima i primjeni
- toksičnost fotopolimera u kapljevitom stanju [7]

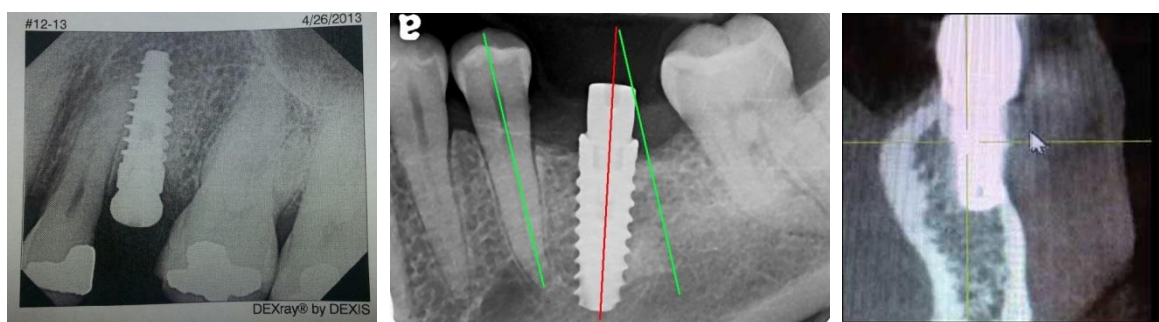


**Slika 21. Selektivno obojen model - korijen zubi [7]**



### 3. PROBLEMATIKA POSTAVLJANJA DENTALNIH IMPLANTATA

Problematika postavljanja dentalnih implantata postane nam jasnija kada shvatimo koliko je ljudska anatomija različita, odnosno da kod svakog pacijenta moramo zadovoljiti različite uvjete. Spletovi krvnih žila i živaca slijede neke generalizirane putanje ali su za svakog pojedinca specifične. Isto vrijedi i za kvalitetu i kvantitetu čeljusne kosti u koju je potrebno postaviti implantat. Kako bi uspješno postavili dentalni implantat potrebno je vrlo dobro planirati zahvat na temelju CBCT i rendgenskih snimki. Kod planiranja potrebno je implantat postaviti na mjesto gdje ima dovoljna količina čeljusne kosti i isti mora biti dovoljno udaljen od susjednih korijena zubi, živaca i krvnih žila.



**Slika 22. Pogrešno postavljen implantat - implantat preblizu susjednog zuba (lijevo), prevelik nagib implantata (sredina), implantat postavljen previše uz rub i izvan kosti (desno) [12]**

### 3.1. Pogreške pri ugradnji implantata



**Slika 23. Greške kod pozicioniranja implantata pomoću dentalne vodilice**

U prethodnom dijagramu nalaze se faktori odnosno greške koje mogu utjecati na krajnji rezultat postavljanja implantata pomoću dentalnih vodilica.

U nastavku ovog rada fokusirat ćemo se na utjecaj deformacije dentalnih vodilica prilikom postavljanja (ugradnje) dentalnih implantata.

### 3.2. Postotak greške

Prema istraživanjima, postotak dentalnih implantata koji ne ispune svoju funkciju odnosno ispadnu zbog različitih razloga je oko 15%. Zbog neiskustva stomatologa (manje od 5 godina iskustva) čak 12.2% postavljenih implantata ne ispune svoju funkciju. Zbog tog relativno visokog postotka grešaka pozornost je bilo potrebno usmjeriti na greške koje se događaju zbog ljudskog faktora. Kako bi se maksimalno smanjio ljudski faktor kod ručnog postavljanja dentalnih implantata sve više se razvija sustav dentalnih vodilica. [12]

Velika preciznost u planiranju i provođenju implantacije važna je za osiguravanje visokih stopa uspjeha. Kako bi se postigli funkcionalni i estetski rezultati mnogi liječnici koriste dentalne vodilice za navođenje svrdala tijekom implantacije. Mjerenjem učinkovitosti dentalnih vodilica u postizanju željenog položaja implantata, nedavno provedeno istraživanje otkrilo je da postoje znatna odstupanja između stvarnog i planiranog položaja implantata. Istraživači navode da su greške u navođenoj implementaciji posljedica ljudske greške tijekom operacije ili greške u izradi dentalne vodilice. Kako bi procijenili učinak dentalne vodilice na preciznost položaja implantata, čeljusti 16 pacijenata snimljene su CBCT-om. Trodimenzionalni položaj 53 implantata planiran je virtualno, od čega 25 u donjoj i 18 u gornjoj čeljusti.[12] Za analizu je stereolitografski izrađen kirurški predložak koji je zatim postavljen na sadreni model te sve zajedno skenirano CBCT-om. Dobivene slike povezane su sa slikama virtualno planiranog položaja implantata. Uspoređujući podatke, istraživači su otkrili značajno odstupanje između stvarnog i planiranog položaja implantata uvjetovano dentalnom vodilicom. Prosječno odstupanje iznosilo je 0,456 mm na području ramena i 0,515 mm na apikalnom dijelu implantata. Prosječno horizontalno odstupanje na ramenu implantata iznosilo je 0,193 mm, a na apeksu 0,277 mm. Prosječna vertikalna devijacija na ramenu implantata iznosila je 0,388 mm te 0,39 mm apikalno. Prosječno odstupanje nagiba iznosilo je 0,621 stupnjeva. [12]

Rezultati ovog istraživanja pokazuju nam da kombiniranje ljudskog faktora i nesavršenosti dentalnih vodilica dovodi do značajnih odstupanja u dentalnoj implantologiji ovakve vrste.

### **3.3. Djelovanje ljudskog faktora pri korištenju dentalnih vodilica**

Kod postavljanja implantata pomoću dentalnih vodilica na ishod rezultata utječe i navedeni ljudski faktor. Bez obzira na relativno malu ručnu silu od svega 30 N deformacija dentalne vodilice može dosta utjecati na poziciju dentalnog implantata kako u kutu tako i u linearnom pomaku implantata. Zbog vrlo složene ljudske anatomije vrlo mali pomaci mogu znatno utjecati na završni ishod cijelog zahvata s obzirom da je potrebno, prilikom postavljanja implantata, izbjeći krvne žile i živce susjednih zubi. U sljedećem poglavlju detaljnije ću objasniti deformacije dentalnih vodilica pri korištenju upotrebom FEM analize. [31]

## 4. POČETNI PARAMETRI ZA IZRADU DENTALNE VODILICE

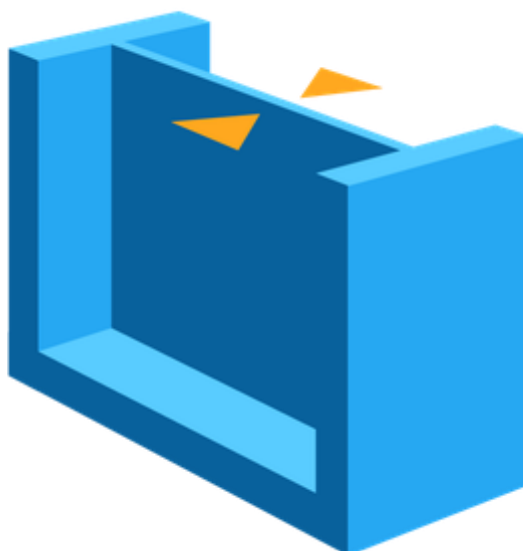
Kod izrade dentalnih vodilica pomoću 3D printera moramo zadovoljiti neke minimalne tehničke uvjete koje nam diktiraju odabrani materijal i vrsta 3D printera. U našem slučaju za prikaz deformacija koristit ćemo dentalne vodilice izrađene od materijala "Dental SG resin" odnosno dentalne SG smole. Proizvođač printera za izradu vodilica je *Formlabs*, model *Form2*. Simulaciju deformiranja dentalnih vodilica prilikom korištenja ću provesti u programu *COMSOL* gdje ćemo prikazati deformacije za nekoliko različitih debljina vodilica. U navedenoj simulaciji predviđeno je postavljanje 4 dentalna implantata dimenzija  $\phi 3,5 \times 11$ mm.

### 4.1. Konstrukcijski parametri dentalnih vodilica

Parametri bitni za konstrukciju dentalnih vodilica za navedeni materijal su:

- Minimalna debljina podržane stijenke - preporučeno 0,4 mm

Podržana stijenka je ona koja je povezana sa drugim stijenkama na dvije ili više strana. U koliko je debljina stijenke manja od 0,4 mm može doći do iskrivljenja vodilice. [15]



Slika 24. Prikaz podržane stijenke [15]

- Minimalna debljina nepodržane stijenke - preporučeno 0,6 mm

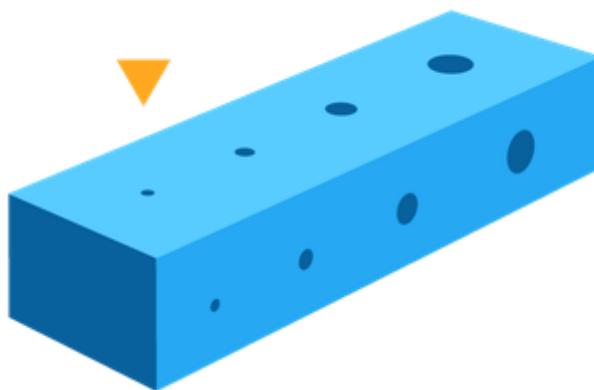
Nepodržana stijenka je ona koja je povezana sa drugim stijenkama samo na jednoj strani. U koliko je debljina stijenke manja od 0,6 mm može doći do iskrivljenja vodilice ili odvajanja od modela prilikom printanja. [15]



Slika 25. Prikaz nepodržane stijenke [15]

- Minimalni promjer otvora - preporučeno 0,5 mm

Otvori sa promjerom manjim od 0,5 mm po x,y i z osi se mogu zatvoriti u procesu printanja.



Slika 26. Prikaz minimalnog otvora u x,y i z osi [15]

Za potrebe simulacije uveli smo još nekoliko konstrukcijskih ograničenja kao što su:

- Minimalni razmak između otvora i vanjske stijenske - 2,5 mm
- Minimalni razmak između susjednih otvora - 2 mm

#### 4.2. Svojstva materijala za izradu dentalnih vodilica - "Dental SG resin"

Dentalna SG smola biokompatibilna je smola prve klase (EN-ISO 10993-1:2009/AC:2010, USP Class VI). Takva smola može se koristiti samo na *Formlabs Form 2* 3D printerima. Predviđena je za izradu dentalnih vodilica ili sličnih proizvoda. Dentalna SG smola može biti sterilizirana parom ili gama zračenjem te je samim time pogodna za uporabu izravno u operacijskim salama. Pri sobnoj temperaturi nalazi se u tekućem stanju i blijedo žute je boje, mirisa sličnog esteru. [16]

Svojstvo	Iznos
Specifična težina	1,12 g/cm <sup>3</sup>
Vrelište	>100°C
Temperatura samozapaljenja	430°C
Viskoznost	800-1500 mPas
Topljivost	Dobra topljivost sa većinom organskih otapala
Topljivost u vodi	Slabo topljiv
Savojna čvrstoća	≥ 50 MPa
Modul savijanja	≥ 1500 MPa
Tvrdoća (po Shore-u)	≥ 80 D
Udarni rad loma (Charpy-jev bat)	12-14 kg/m <sup>2</sup>

Tablica 3. Svojstva dentalne SG smole [16]

### 4.3. Tehničke karakteristike 3D printera (*Formlabs Form 2*)

S obzirom na odabrani materijal za izradu dentalne vodilice moramo koristiti navedeni 3D printer te ću u kratko navesti njegove tehničke karakteristike.

<b>Hardware</b>	Dimenzije	35 x 33 x 52 cm
	Masa	13 kg
	Radna temperatura	35°C
	Kontrola temperature	Samogrijajući spremnik smole
	Karakteristika lasera	405 nm ultraljubičasti laser 250 mW snage
<b>Svojstva printanja</b>	Tehnologija	Stereolitografija (SLA)
	Sustav dostave smole	Automatski
	Dimenzije radnog prostora	145 x 145 x 175 mm
	Debljine slojeva	25, 50, 100 µm
	Veličina laserske točke	140 µm

Tablica 4. Tehničke karakteristike 3D printera *Formlabs Form 2*[16]

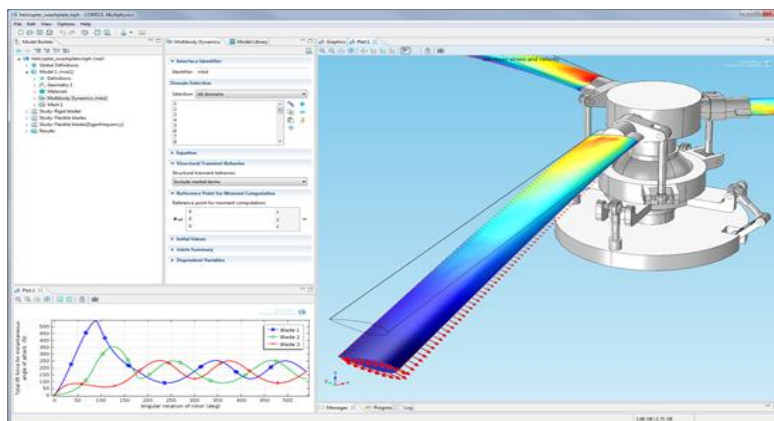


Slika 27. Formlabs Form 2 [16]



#### 4.4. COMSOL Multiphysics 4.3

Računalne simulacije postale su glavni dio znanosti i inženjeringa. Digitalna analiza komponenti posebno je bitna kada se radi o razvoju novih proizvoda ili poboljšanju postojećeg. Danas nam je dostupan široki spektar simulacija koje svakodnevno koristimo, od osnovnih programskih jezika do naprednih tehnologija simulacije. Računalna simulacija je najjednostavniji način prikaza stvarnih zakona fizike na virtualan način. Ovisno o tome koliko pojednostavimo simulacijski model nam određuje koliko će rezultati simulacije biti precizni i bliski stvarnoj situaciji. Stoga bi bilo idealno da postoji računalni simulacijski program koji uključuje mogućnost dodavanja svakog fizičkog efekta na simulacijski model. COMSOL je program koji nam najbliži navedenom. Radi se o fleksibilnoj platformi koja omogućuje korisnicima modeliranje svih relativnih uvjeta i ispitivanja konstrukcija. Posebno je korisno pri izradi i ispitivanju unikatnih konstrukcijskih rješenja u posebnim uvjetima. COMSOL se sastoji od mnogo modula koji imaju prednost da se mogu međusobno kombinirati. Strogi kriteriji ispitivanja prikazuju nam što bi se dogodilo u stvarnoj situaciji sa velikom preciznošću. Kao primjer možemo navesti da u stvarnoj situaciji električna energija je uvijek praćena termalnim efektom te se stoga i u COMSOL-u kombiniraju zajedno. COMSOL je poznat i po svojoj adaptivnosti. Ukoliko vaš model zahtjeva novi fizički efekt jednostavno ga možete dodati i odrediti njegov utjecaj. COMSOL Multiphysics je vrlo značajan kod izrade novog projekta jer nam pomaže razumijeti problem. Moguće je ispitati razne geometrijske i fizičke karakteristike modela kako bi se korisnik mogao fokusirati na konačni rezultat. COMSOL sadrži veliki broj modula za korištenje. Oni koju su inženjerima značajni u svakodnevnom radu sa simulacijama su konstrukcijski modul, modul za fluide i toplinu, kemijski modul. [29]



Slika 28. COMSOL Multiphysics [29]

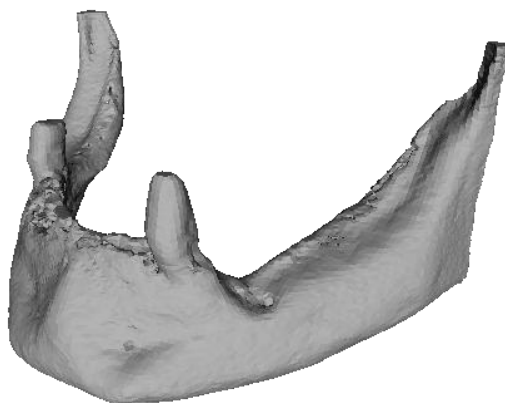
## 5. FEM SIMULACIJE DENTALNIH VODILICA

U ovom poglavlju prikazat ću jednu od tri dentalne vodilice na stvarnom primjeru CBCT snimke gdje nedostaju 4 zuba koji će se zamjeniti implantatima, a kasnije ću prikazati simulacije deformiranja dentalnih vodilica, pod utjecajem ručne sile, debljine 1, 2 i 3 mm koje smo konstruirali prema prethodno prikazanim podacima i preporukama.

Dentalne vodilice konstruirane su u programu *Mimics Innovation Suite* na temelju CBCT snimke te su iste kasnije korištene u programu COMSOL Multiphysics za prikaz simulacija deformiranja.

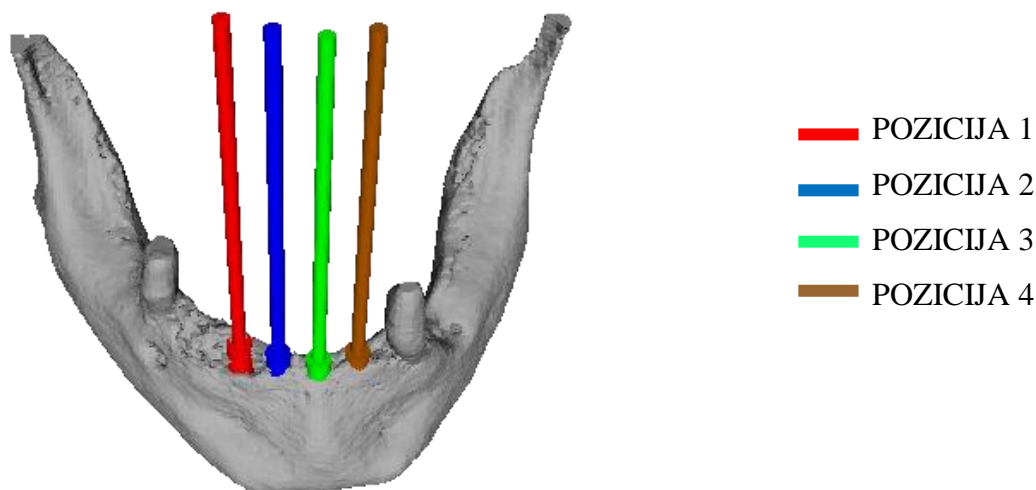
### 5.1. Prikaz dentalne vodilice na stvarnom problemu

Za konstrukciju dentalne vodilice prethodno nam je potrebna CBCT snimka mandibule odnosno donje ljudske čeljusti. U ovom slučaju nedostaju 4 prednja zuba koje ćemo zamijeniti implantatima, a dentalnu vodilicu oslonit ćemo na 2 zdrava zuba na pozicijama 3 lijevo dolje i 5 desno dolje.



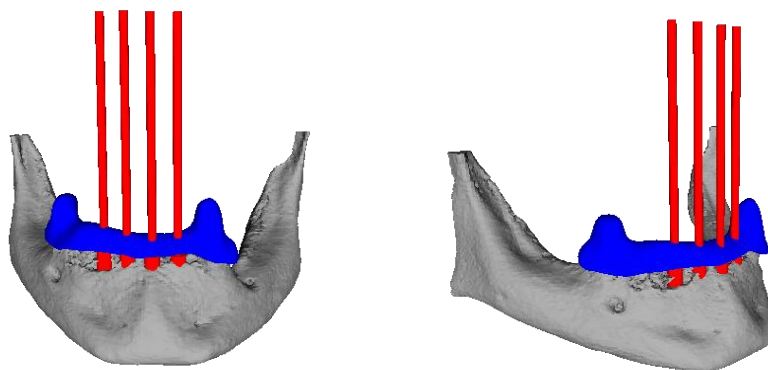
Slika 29. Prikaz mandibule

Prema prethodno prikazanom problemu planiraju se pozicije i orijentacije dentalnih implantata koje ću prikazati na sljedećoj slici.



**Slika 30. Pozicije dentalnih implantata**

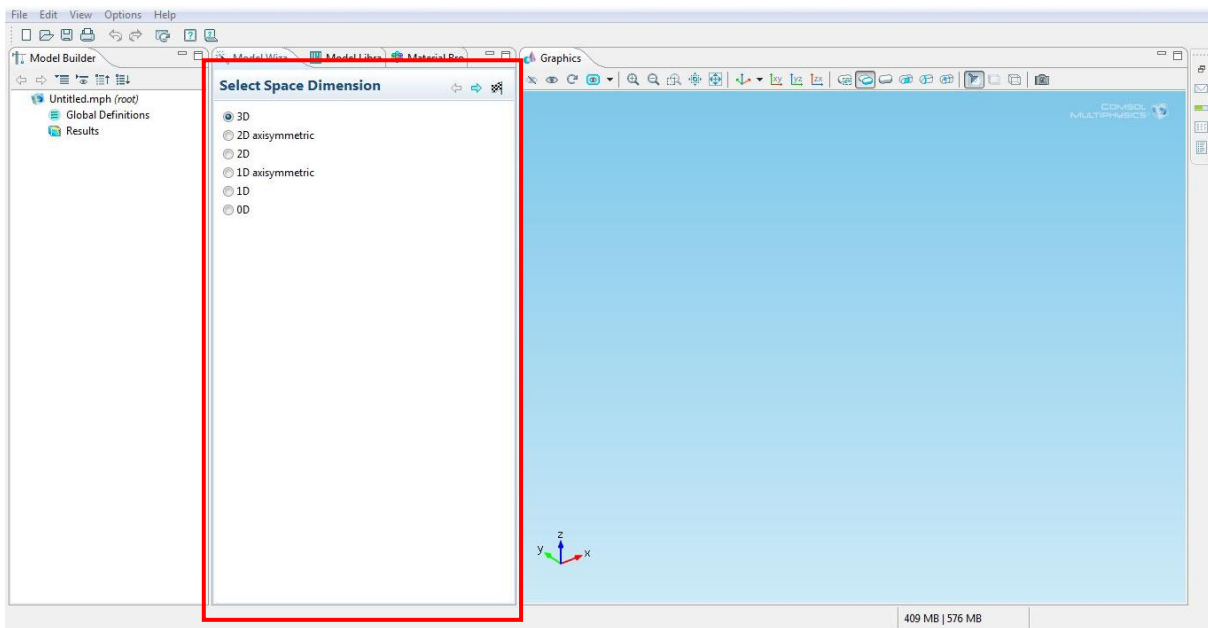
Za ugradnju dentalnih implantata izrađuju se potrebne dentalne vodilice prema prethodno definiranim parametrima. U ovom slučaju, za potrebe simulacije, izradit će se dentalne vodilice debljine 1, 2 i 3 mm kako bi vidjeli koja vodilica najbolje zadovoljava osnovne uvjete za sigurno i precizno postavljanje dentalnih implantata. Za prikaze mandibule, dentalnih implantata i vodilica koristio sam program *MeshLab*.



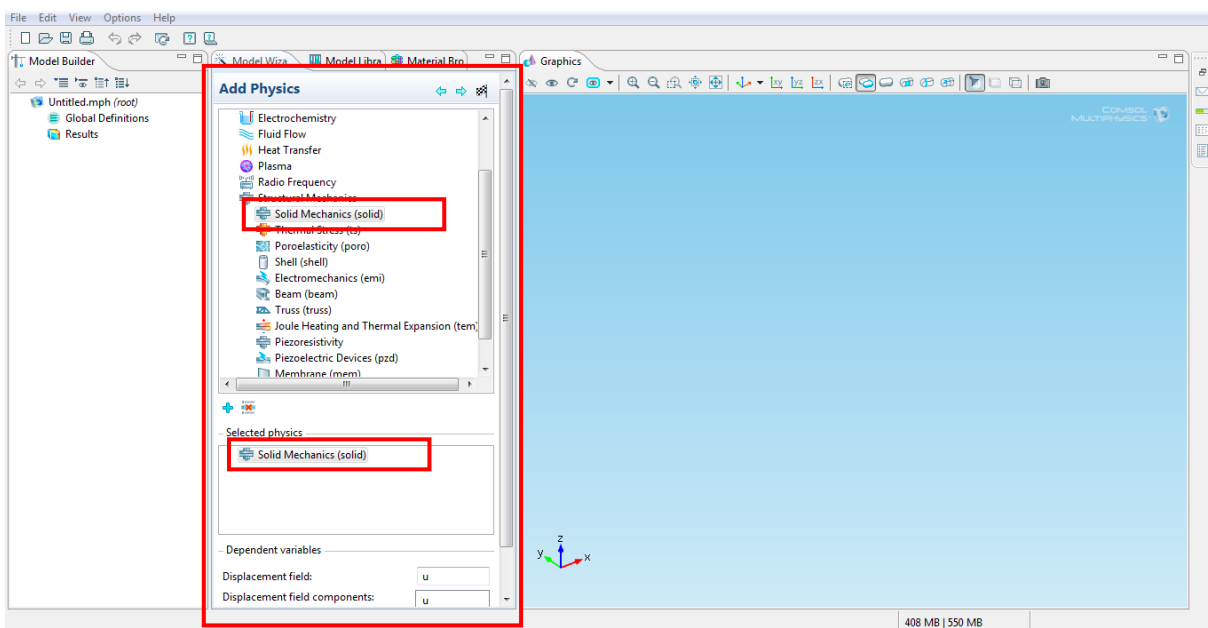
**Slika 31. Prikaz dentalne vodilice na stvarnom problemu**

## 5.2. Primjena programa COMSOL Multiphysics na stvarnom problemu

Nakon pokretanja programa potrebno je definirati 3D sustav u kojem ćemo promatrati simulacije dentalnih vodilica (slika 32.), a zatim moramo odabrati radni modul gdje definiramo naš model kao stacionaran (*Solid mechanics*) (slika 33.).



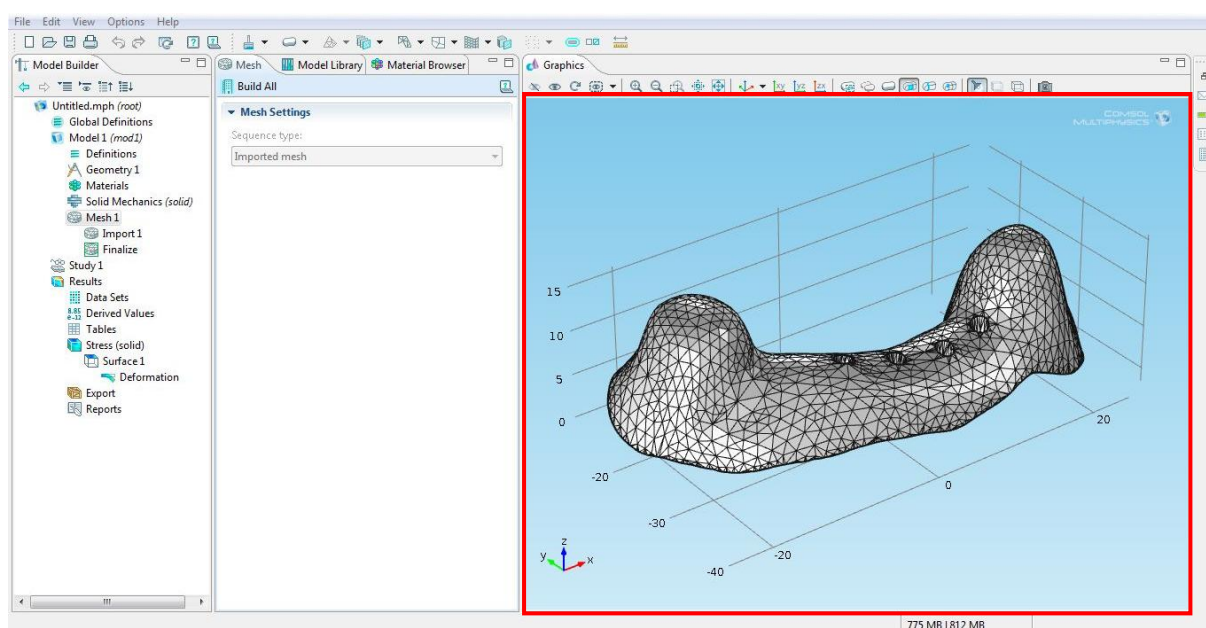
Slika 32. Odabir radnog sustava



Slika 33. Odabir radnog modula

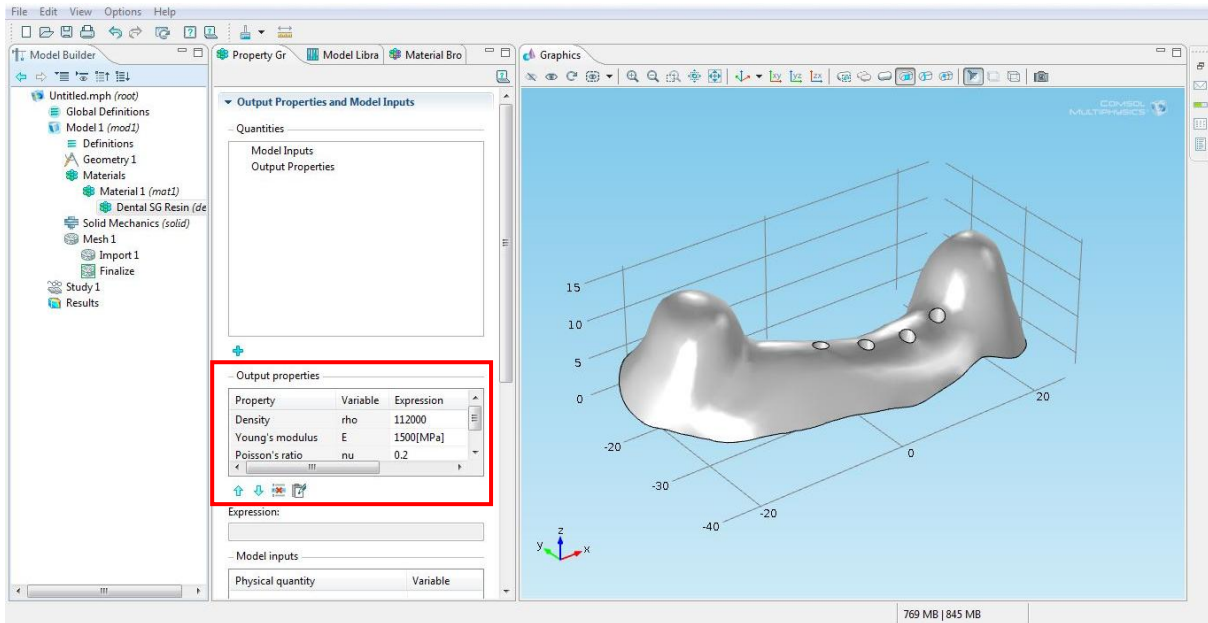
Nakon što sam definirao početne uvjete potrebno je ubaciti prethodno konstruiranu dentalnu vodilicu na kojoj je prikazana tetraedarska volumenska mreža prema kojoj je moguće izračunati naprezanja i deformacije za ovaj slučaj. (slika 34.)

Pri rješavanju ovakvih ili sličnih problema čvrstoće potrebna nam je trodimenzijska analiza zbog kompleksnosti geometrije i načina opterećenja. Tada se koristi tetraedarska volumenska mreža gdje svaki element u obliku tetraedra ima 3 komponente pomaka u svakom čvoru. Svaki tetraedarski element sadrži 4 čvora i 12 stupnjeva slobode te je najjednostavniji konačni element za trodimenzijsku analizu. [30]



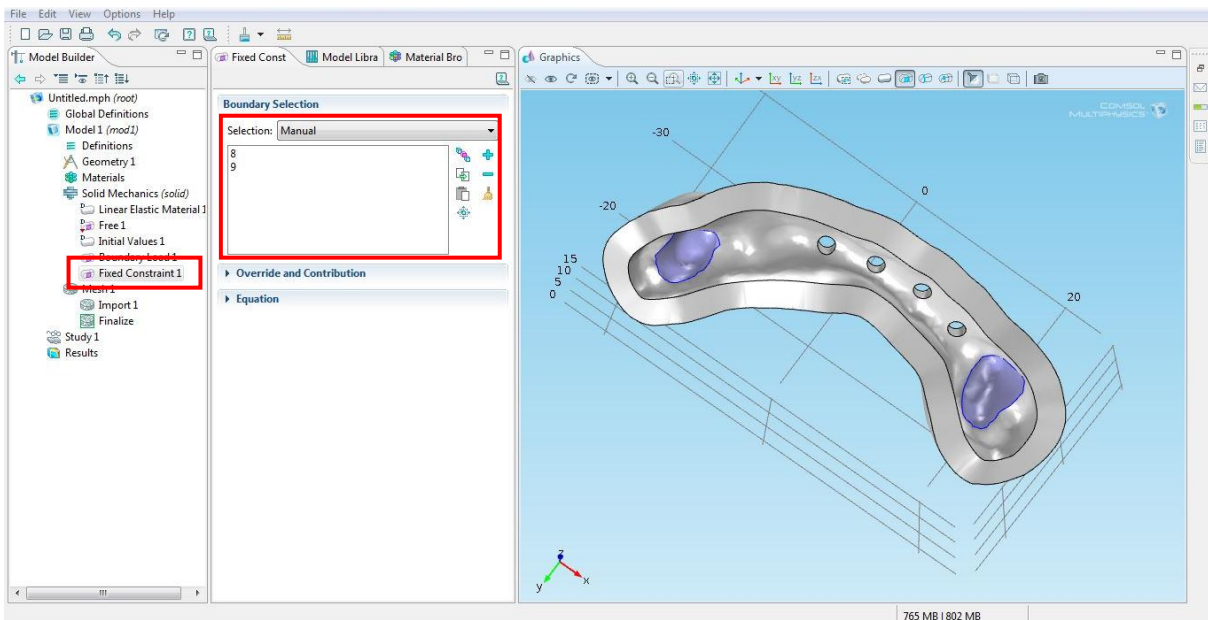
**Slika 34. Prikaz dentalne vodilice sa tetraedarskom volumenskom mrežom**

Kako bi mogli provesti simulacije stvarnih deformacija i naprezanja potrebno je točno definirati parametre odabranog materijala (Dental SG resin). Bilo je potrebno definirati gustoću materijala, Youngov modul elastičnosti i Poissonov faktor. Gustoća Dental SG resin iznosi  $1,12 \text{ g/cm}^3$ , Youngov modul elastičnosti od 1500 MPa te je odabran Poissonov faktor od 0,2 (slika 35.).



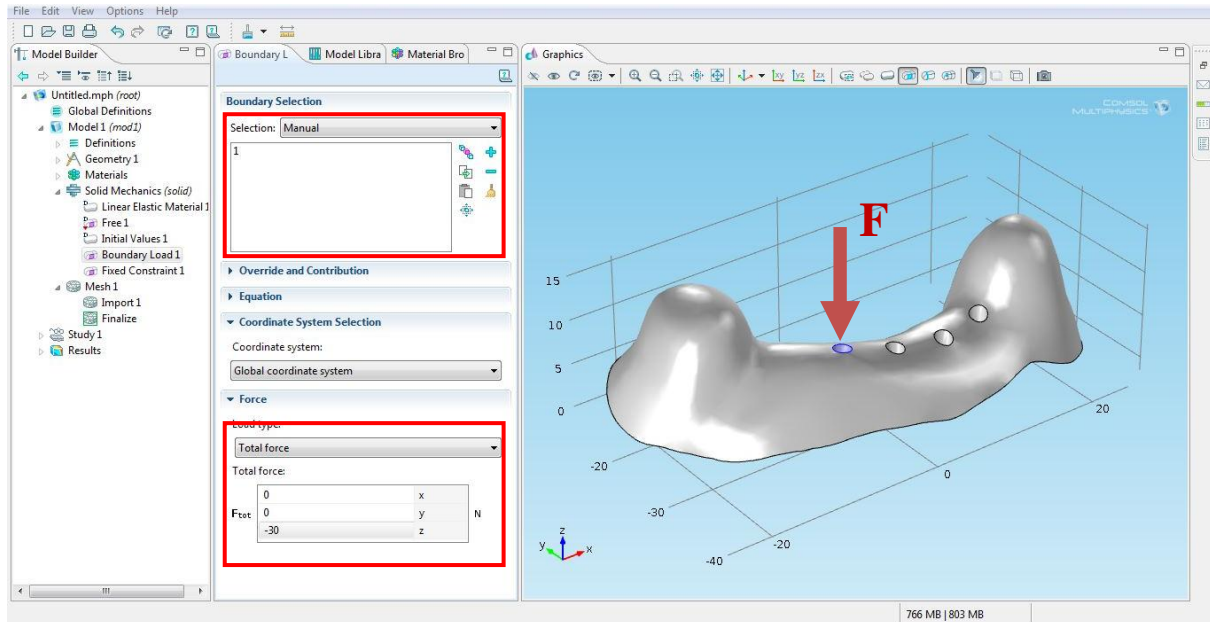
Slika 35. Definiranje materijala *Dental SG resin*

Također potrebno je definirati rubne uvjete (Fixed Constraint) za provedbu simulacije. U ovom slučaju za fiksne točke odabrani su postojeći zdravi zubi na pozicijama 3 lijevo dolje i 5 desno dolje, jer se na njih vodilica oslanja i tu ne bi smjelo biti pomaka (slika 36.).



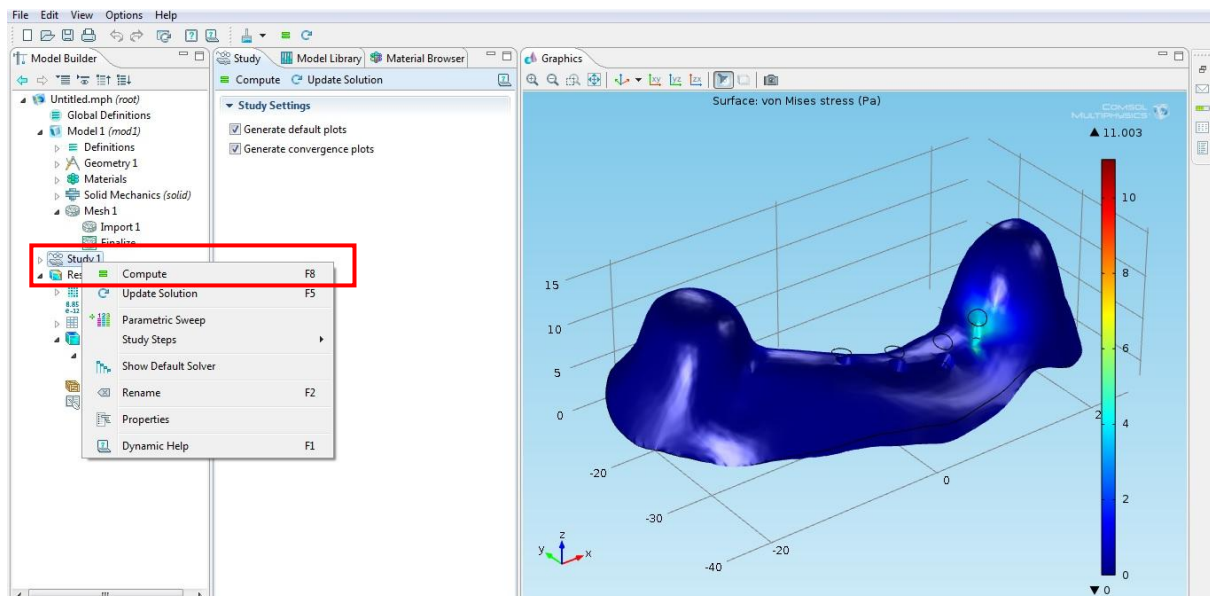
Slika 36. Definiranje fiksних točaka

Posljednje što moramo odabrati prije pokretanja simulacije naprezanja ili deformacije je mjesto i iznos sile koja djeluje na poziciji postavljanja implantata. Silu sam postavio u negativnom smjeru Z osi i iznosi -30 N (slika 37.). Hvatište sile je provrt za svrdlo.



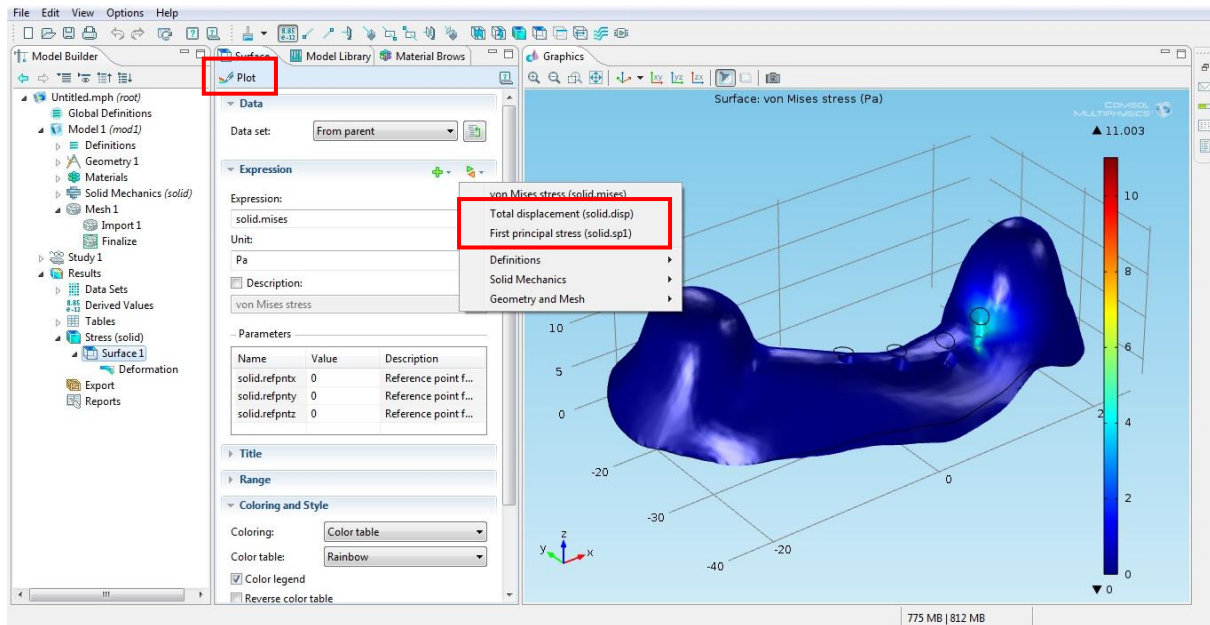
Slika 37. Odabir pozicije i iznosa sile

Simulacija naprezanja dentalne vodilice pokreće se odabirom gumba *Compute* u podgrupi *Study* (slika 38.).



Slika 38. Pokretanje simulacije

Za promjenu prikaza između napreznja i deformacije potrebno je odabrati funkciju *Total displacement* i stisnuti gumb *Plot* kako bi dobili prikaz deformacije prilikom djelovanja sile na vodilicu (slika 39.).



Slika 39. Promjena prikaza napreznja i deformacije

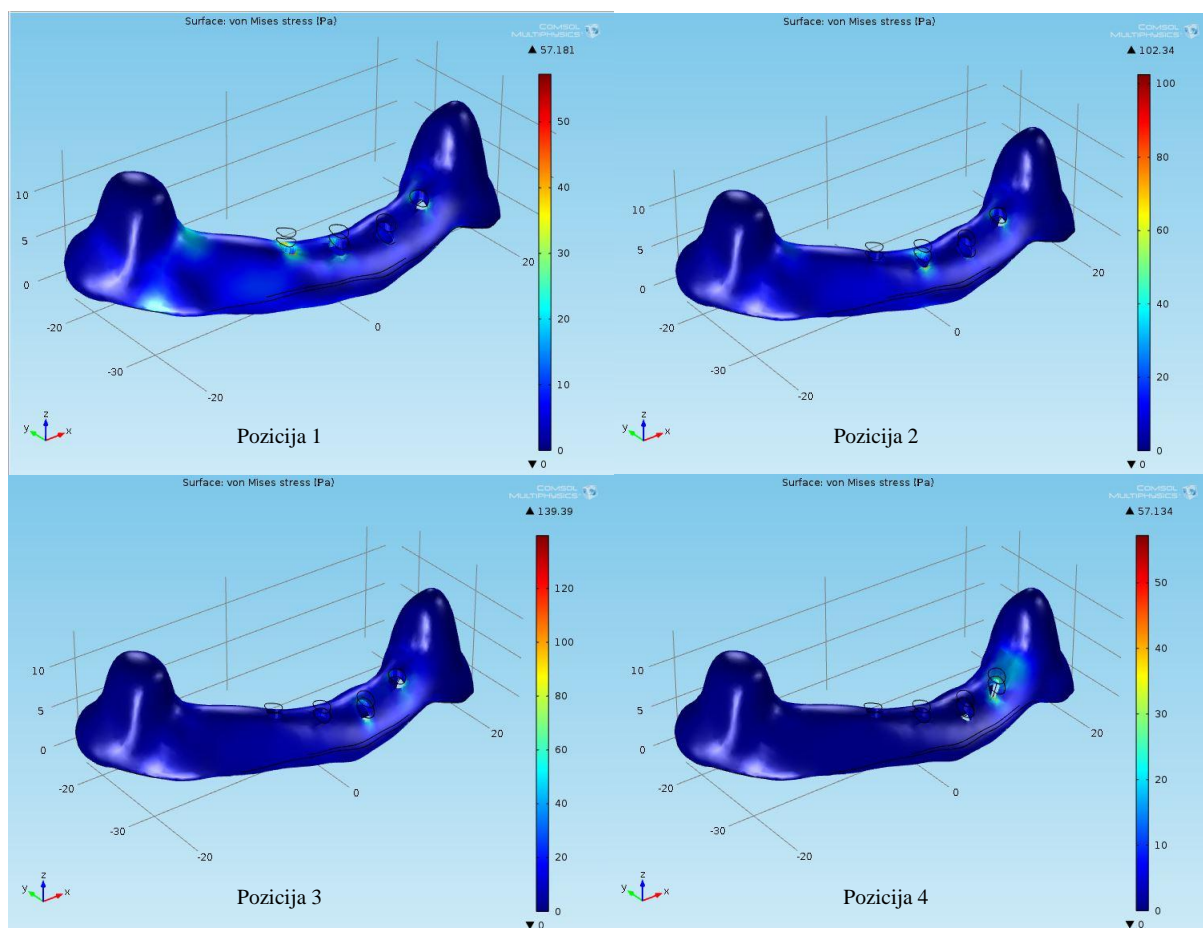


### 5.3. Rezultati simulacije

Na temelju prethodnih podataka i preporuka, dentalne vodilice konstruirane su sa debljinama stijenki od 1, 2 i 3 mm. Vodilice su podvrgnute simulaciji napreznja za svaku poziciju implantata posebno. U nastavku ću prikazati rezultate napreznja i deformiranja za svaku vodilicu zasebno nakon što su opterećene ručnom silom u iznosu od 30 N.

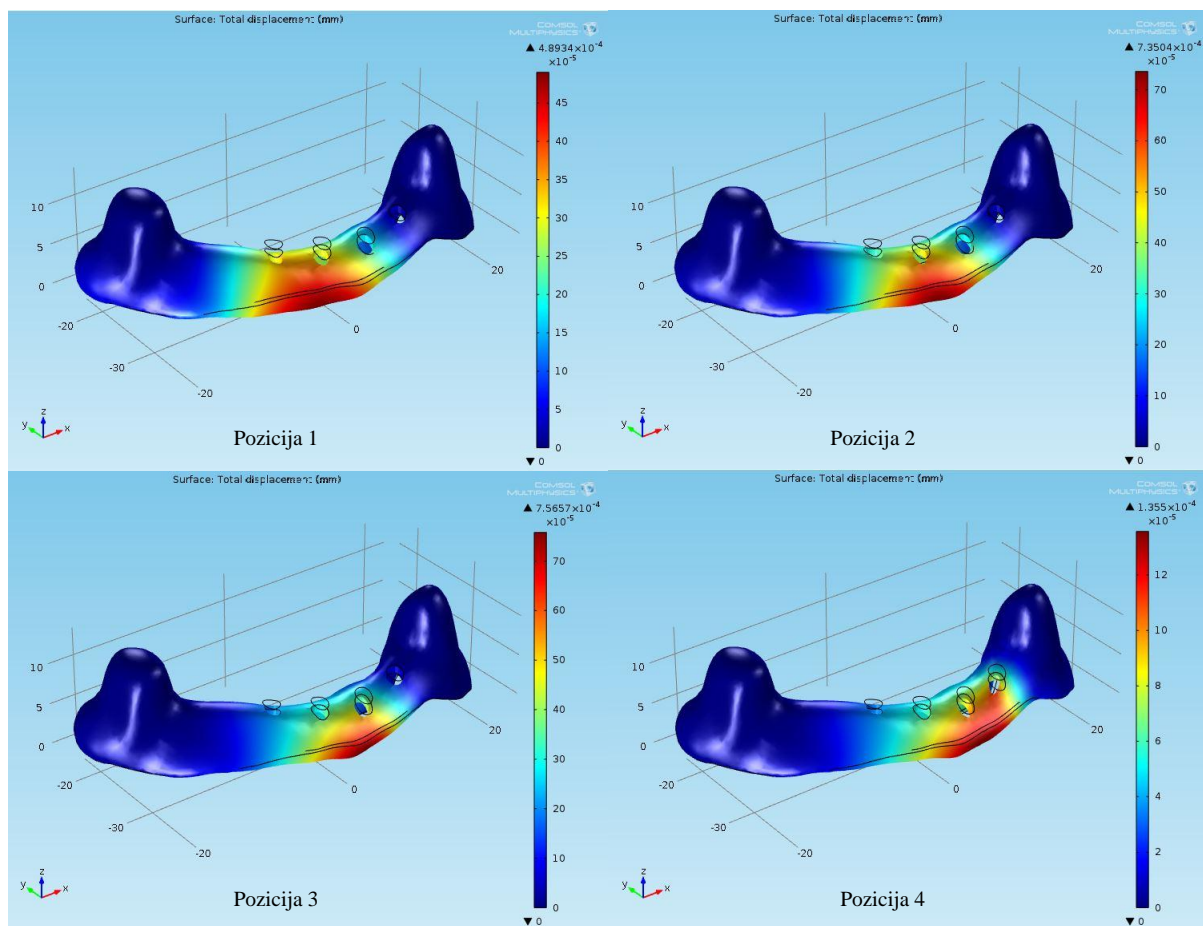
#### 5.3.1. Rezultati napreznja i deformacije dentalne vodilice debljine 1 mm

Provedena je simulacija napreznja i deformacija dentalne vodilice debljine 1 mm te su uočena duplo veća napreznja na pozicijama implantata 2 i 3 (srednje pozicije). S obzirom na relativno malu ručnu silu od svega 30N, niti dobivena napreznja nisu velikog iznosa te se kreću od 57.131 Pa do 139.4 Pa.



Slika 40. Prikaz napreznja vodilice debljine 1 mm (COMSOL)

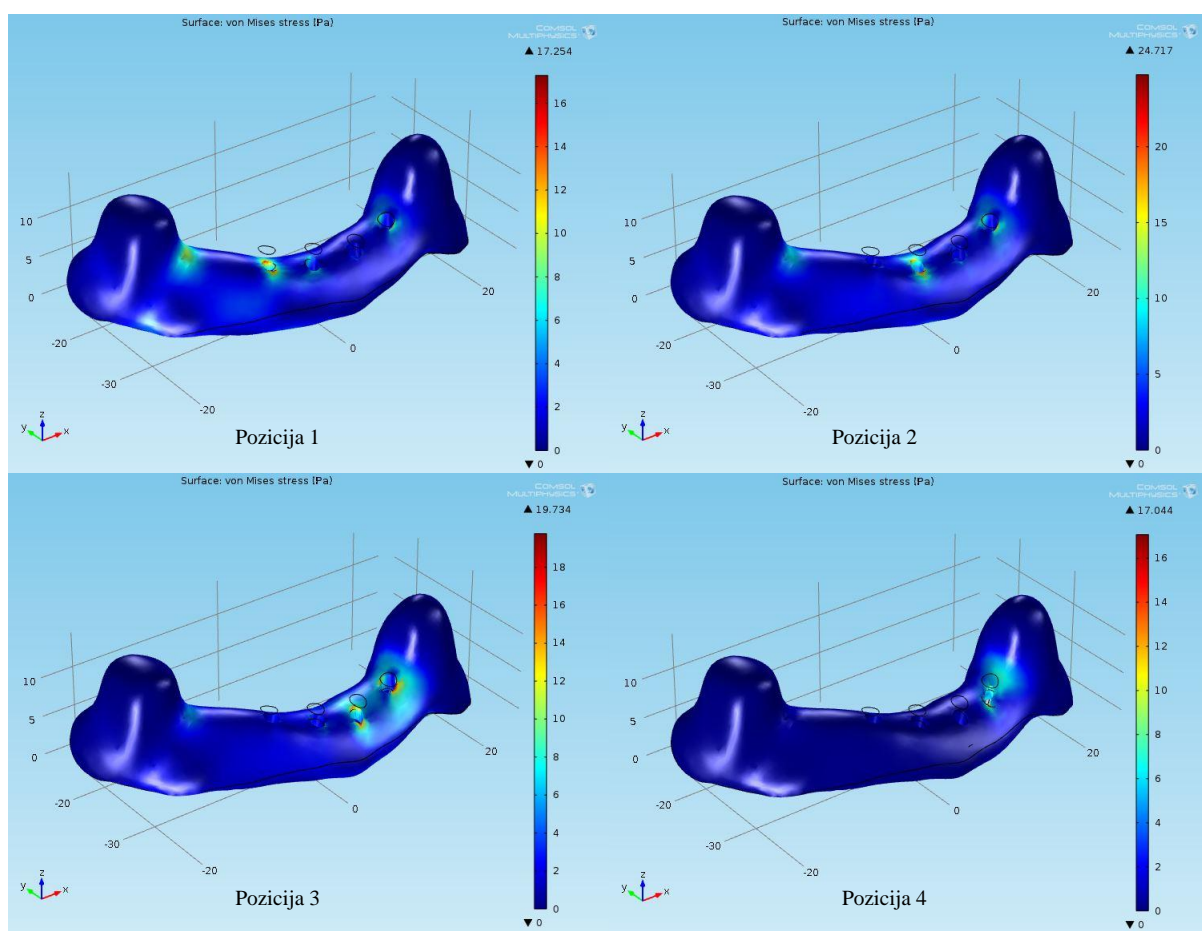
Na istoj vodilici debljine 1 mm očitane su deformacije. Uočeno je da je deformiranje vodilice veće na srednjim pozicijama nego na krajnjim što je i logično s obzirom da su srednje pozicije implantata najdalje udaljene od fiksnih točaka odnosno zdravih zubi. Deformacije se kreću između  $1.36 \times 10^{-4}$  mm vanjskim pozicijama do  $7.57 \times 10^{-4}$  mm na središnjim.



Slika 41. Prikaz deformacija vodilice debljine 1 mm (COMSOL)

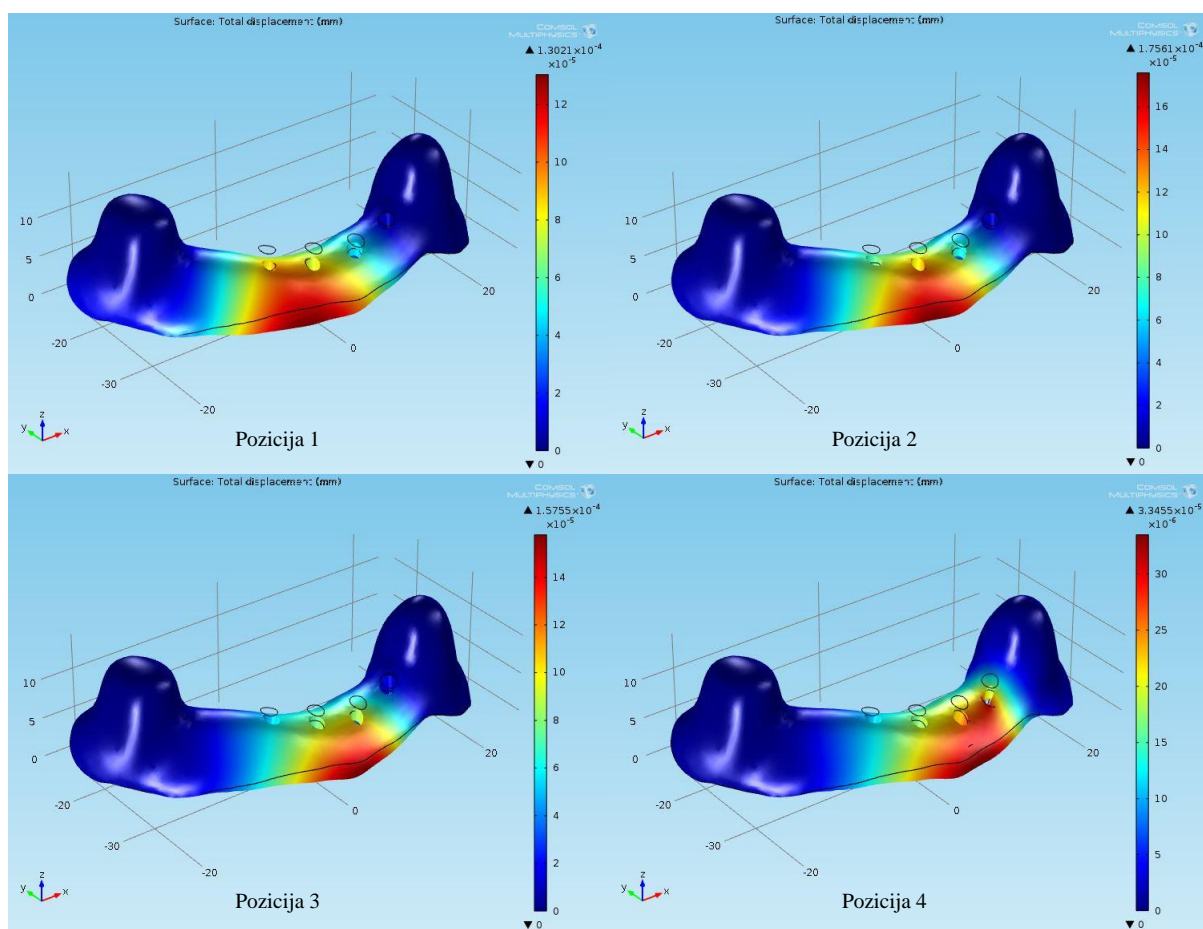
### 5.3.2. Rezultati napreznanja i deformacije dentalne vodilice debljine 2 mm

Nakon provedenog ispitivanja napreznanja na vodilici debljine 1 mm nastavio sam sa ispitivanjem napreznanja vodilice debljine 2 mm s ciljem smanjenja veličine napreznanja i deformacija. Rezultati ispitivanja pokazali su znatno smanjenje napreznanja te se napreznanja kreću u iznosu od 17.04 Pa do 24.7 Pa. S obzirom na povećanje debljine vodilice od samo 1 mm napreznanja su se višestruko smanjila pa je ovakva vodilica znatno sigurnija i preciznija prilikom korištenja. Rezultati napreznanja su prikazani na sljedećim slikama.



Slika 42. Prikaz napreznanja vodilice debljine 2 mm (COMSOL)

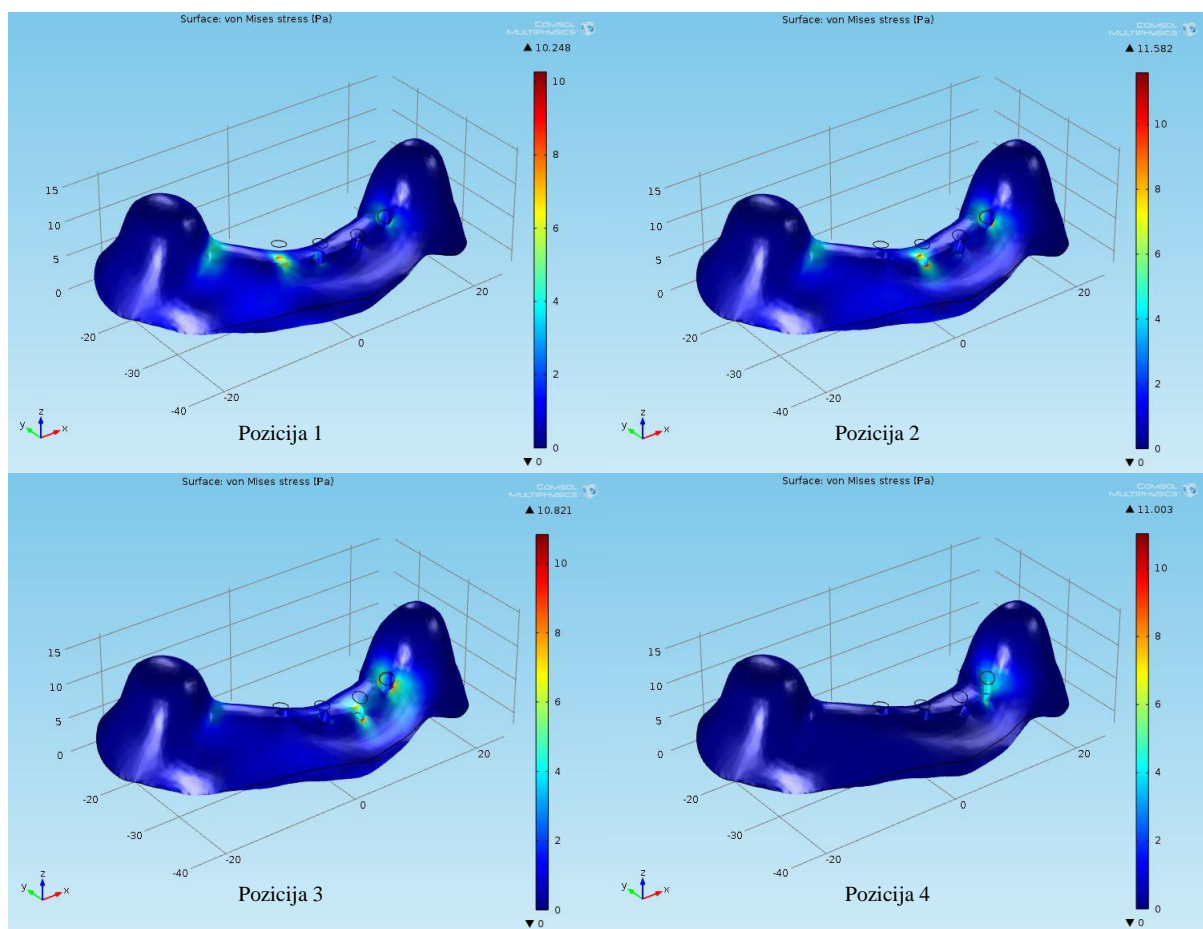
Očitao sam i deformacije na vodilici debljine 2 mm te nam rezultati pokazuju znatno manje deformacije na središnjim pozicijama vodilice. Isto tako možemo primjetiti da su se iznosi deformacije ujednačili na svim pozicijama za implantate te se deformacije kreću oko  $1.5 \times 10^{-4}$  mm.



Slika 43. Prikaz deformacija vodilice debljine 2 mm (COMSOL)

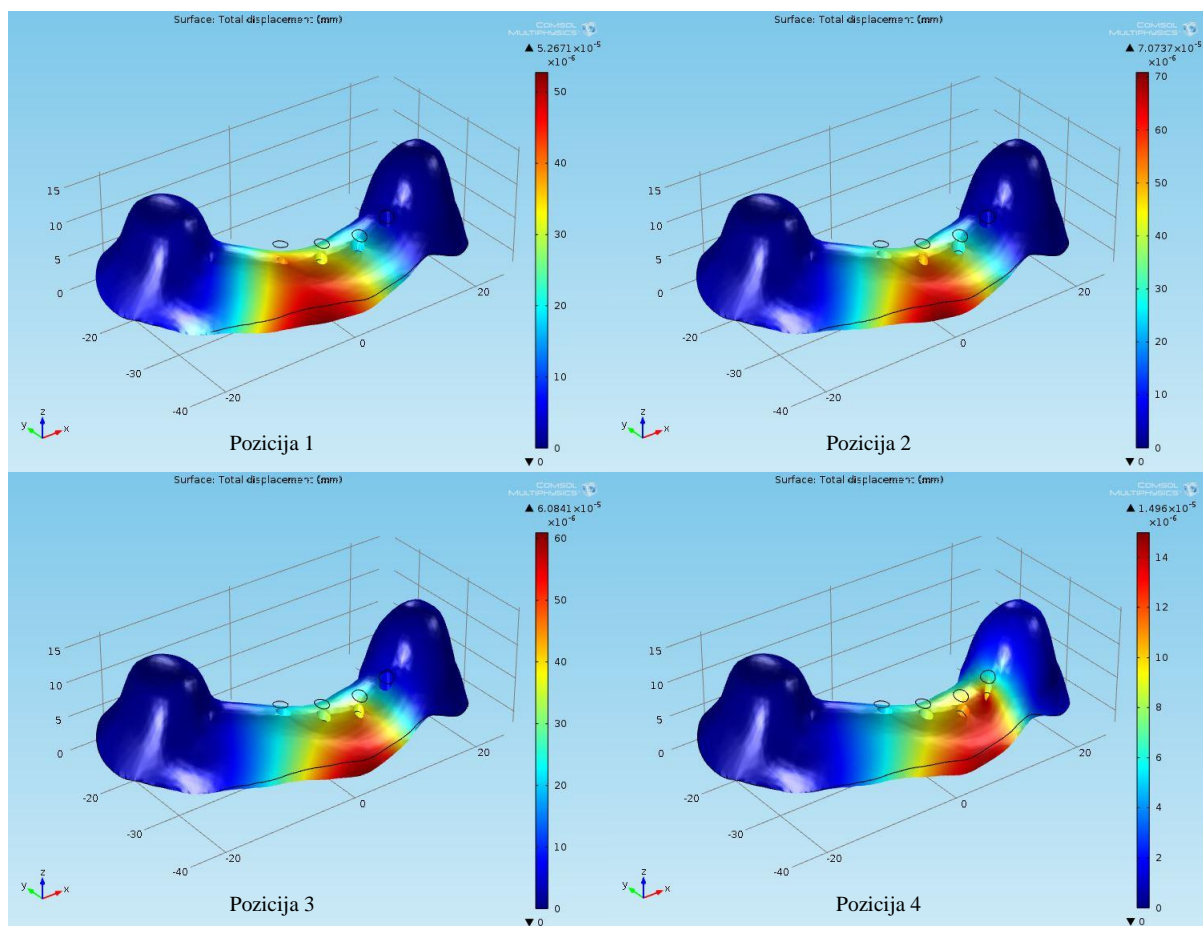
### 5.3.3. Rezultati napreznja i deformacije dentalne vodilice debljine 3 mm

Proveo sam simulaciju napreznja i na posljednjoj vodilici te je, prema očekivanome, debljina vodilice utjecala na iznose napreznja koji iznosom nisu puno manji u odnosu na vodilicu debljine 2 mm, ali su rezultati napreznja otprilike isti na svim pozicijama i kreću se u iznosu od 10.25 Pa do 11.8 Pa.



Slika 44. Prikaz napreznja vodilice debljine 3 mm (COMSOL)

Deformacije vodilice debljine 3 mm značajno su se smanjile u odnosu na prethodne vodilice. Tako male deformacije daju nam puno veću sigurnost u precizno postavljanje dentalnih implantata. Iznosi deformacija u ovom slučaju kreću se oko  $5.3 \times 10^{-5}$  mm.



Slika 45. Prikaz deformacija vodilice debljine 3 mm (COMSOL)

### 5.3.4. Grafički prikaz rezultata naprezanja i deformacija

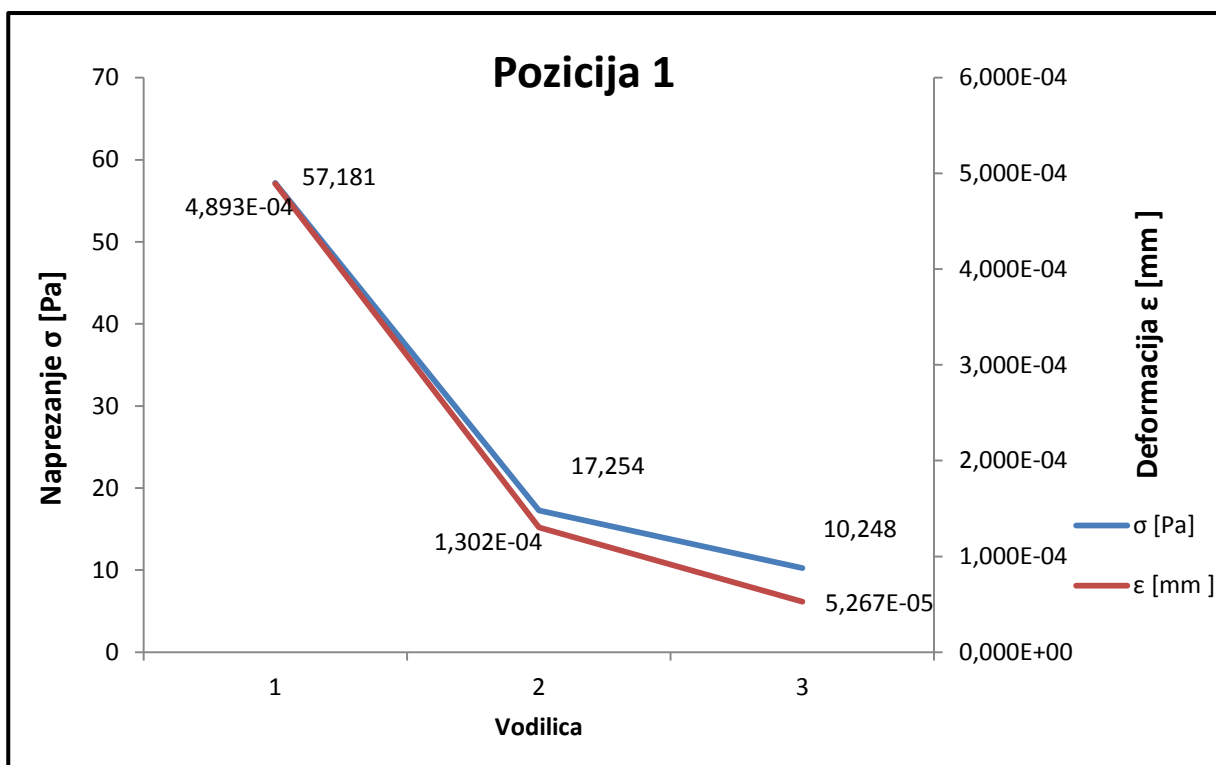
U sljedećoj tablici možemo vidjeti potpune rezultate provedenih simulacija po vodilicama, odnosno prema pozicijama za implantate.

	Pozicija implantata	Naprezanja $\sigma$ [Pa]	Deformacije $\epsilon$ [mm ]
<b>Vodilica (1 mm)</b>	1	57,181	$4,893 \cdot 10^{-4}$
	2	102,34	$7,350 \cdot 10^{-4}$
	3	139,39	$7,566 \cdot 10^{-4}$
	4	57,134	$1,355 \cdot 10^{-4}$
<b>Vodilica (2 mm)</b>	1	17,254	$1,302 \cdot 10^{-4}$
	2	24,717	$1,756 \cdot 10^{-4}$
	3	19,734	$1,576 \cdot 10^{-4}$
	4	17,044	$3,346 \cdot 10^{-5}$
<b>Vodilica (3mm)</b>	1	10,248	$5,267 \cdot 10^{-5}$
	2	11,582	$7,074 \cdot 10^{-5}$
	3	10,821	$6,080 \cdot 10^{-5}$
	4	11,003	$1,496 \cdot 10^{-5}$

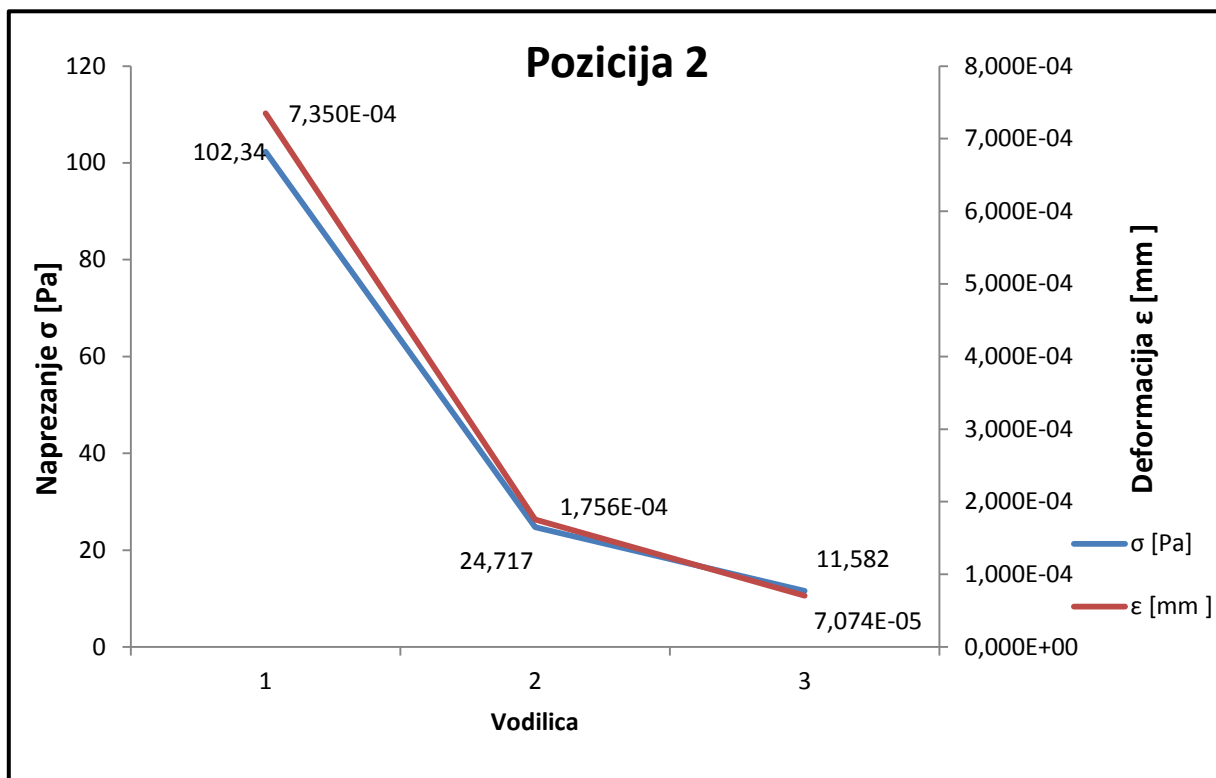
**Tablica 5. Rezultati simulacija**

Prema rezultatima možemo vidjeti da su najmanja naprezanja i deformacije kod vodilica debljine 3 mm. Također je i preporuka proizvođača da se koriste vodilice od 3 mm debljine zbog vrlo vjerojatnih deformacija koje se javljaju kod tanjih vodilica prilikom sterilizacije, a i zbog konstrukcijskih ograničenja. Kod izrade dentalne vodilice od 1 i 2 mm može doći do iskrivljenja stijenki s obzirom da su takve vodilice vrlo tanke.

Sljedeći grafički prikazi pokazuju nam rezultate naprezanja i deformacije po pozicijama. Pozicije implantata definirane su na *Slici 30. Pozicije dentalnih implantata*.

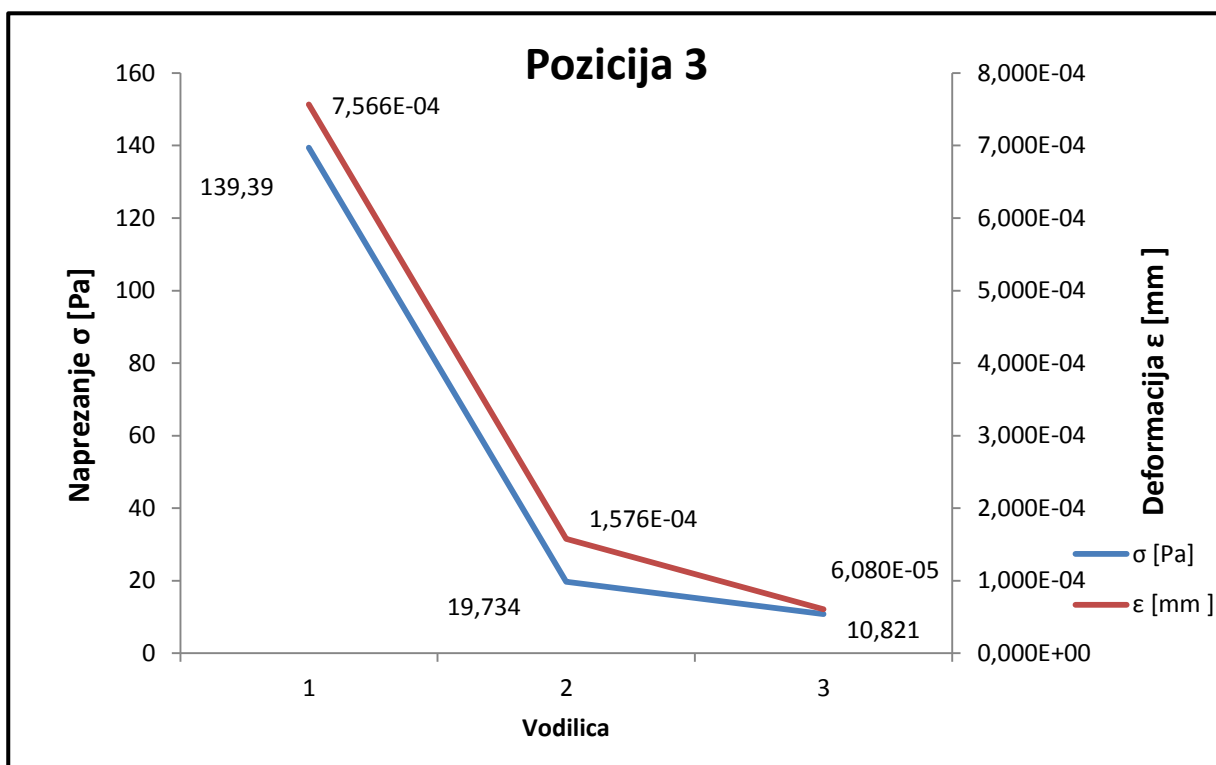


Slika 46. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 1)

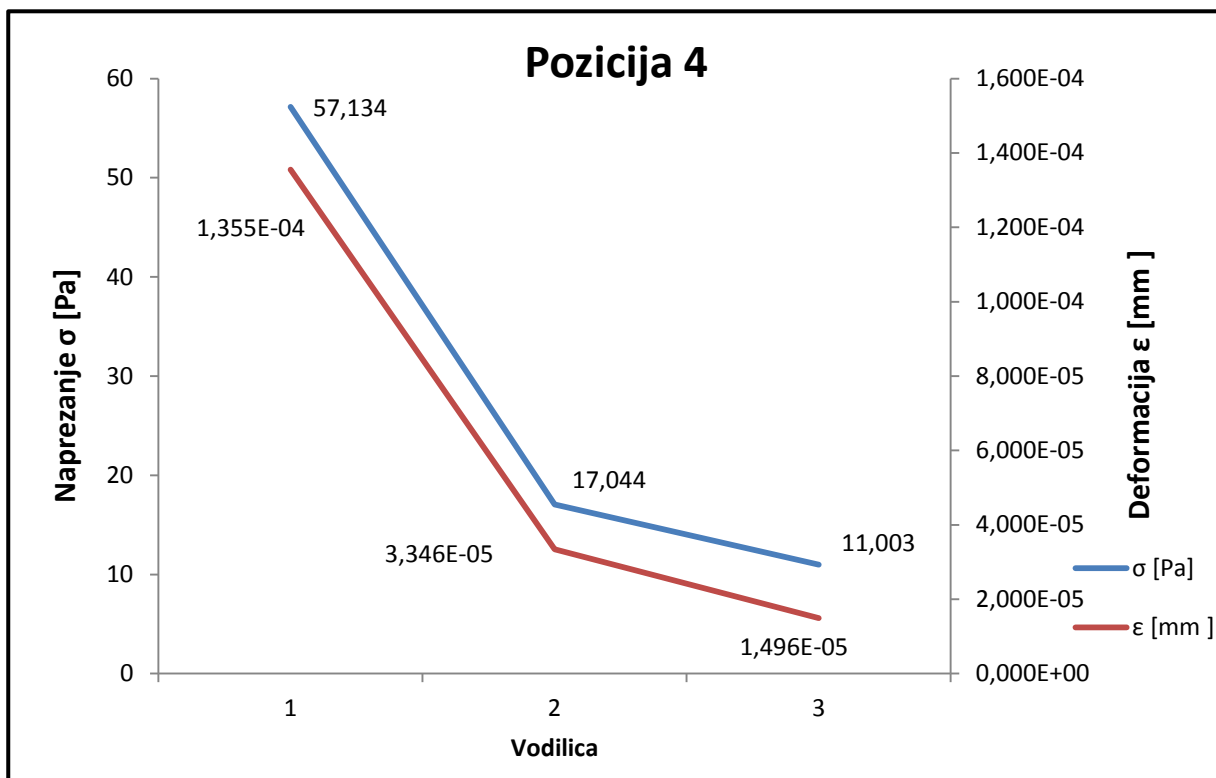


Slika 47. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 2)





Slika 48. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 3)



Slika 49. Grafički prikaz naprezanja i deformacije (pozicija 4)

## 6. ZAKLJUČAK

Izradom ovog rada htio sam objasniti koliko nam je bitna primjena strojarstva u različitim sferama prirodnih znanosti kao što je, u ovom slučaju, stomatologija. U prvom dijelu više sam dao naglasak na objašnjavanje postupka izrade dentalnih vodilica, materijala, izrade digitalnih slika i dr. kako bi uspio što bolje približiti svakome koliko je situacija oko ugradnje dentalnih implantata, a time i korištenje dentalnih vodilica, kompleksna. Relativno mali pomaci pri upotrebi ili pogrešna izrada dentalne vodilice mogu značajno utjecati na krajnji ishod postavljanja dentalnih implanata te na taj način i bitno ugroziti pacijentovo zdravlje. U drugom dijelu predstavio sam način na koji je moguće ispitati naprezanja i deformacije suvremenih dentalnih vodilica. Takvim analizama možemo bitno utjecati na krajnji rezultat što se tiče postavljanja implantata i svakako se možemo prema tome i orijentirati prilikom odabira odgovarajućih dentalnih vodilica. Razvojem novih materijala i 3D printera, deformacije dentalnih vodilica maksimalno su smanjene što možemo vidjeti i iz provedenih simulacija. Povećanjem debljine stijenki dentalne vodilice za svega 2 mm u velikoj mjeri možemo smanjiti nastala naprezanja, a svakako sa time i deformacije. Iznosi naprezanja i deformacija kod vodilica debljine 2 mm, u odnosu na onu debljine 1 mm, smanjili su se u prosjeku 4 puta. Uspoređujući vodilice debljine 2 mm i 3 mm ti iznosi smanjili su se otprilike dvostruko. Nakon provedenih svih simulacija sa sigurnošću možemo reći da utjecaj ručne sile prilikom korištenja dentalnih vodilica ne utječe na krajnji ishod zahvata jer su naprezanja i deformacije kod takvih iznosa sila toliko mali da ih možemo i zanemariti. Primjenom uređaja novih generacija kao što su dentalni skeneri, CBCT, 3D printeri i pripadajući softveri već danas smo u mogućnosti znatno kvalitetnije, brže i sigurnije postaviti dentalni implantat što u velikoj mjeri utječe na kvalitetu života mnogobrojnih pacijenata.

## LITERATURA

- [1] Ereš, M.: Materijali i površine dentalnih implantata, Sveučilište u Zagrebu - Stomatološki fakultet, Diplomski rad, Zagreb, rujan 2015.
- [2] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3722716/> (17.08.2016.)
- [3] dr.sc. Buković, D.; dr.stom. Barko, G.: Protetsko-kirurški plan liječenja implantatima s osvrtnom na osseotite sloj implantata - Stomatološka protetika, Zagreb, srpanj 2005., broj 59
- [4] Jerolimov, V. i sur.: Osnove stomatoloških materijala, Zagreb, 2005., ISBN 953-96287-6-8
- [5] Mds. Aras, M. A.; Bds. D'Souza, K. M.: Types of Implant Surgical Guides in Dentistry - Journal of Oral Implantology, VOL. XXXVIII / no.5 /2012, 2012.
- [6] Malešić, I.: Izrada 3D modela na osnovi računalne tomografije - Veleučilište u Karlovcu, Završni rad, Karlovac, 2016.
- [7] Vadas, I.: Aditivne tehnologije u medicini - Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku - Završni rad, Slavonski Brod, lipanj 2016.
- [8] dr. Mohammed, A.A.; dr. Hadi, M. A.; dr. Mazen, A. A.: CBCT applications in dental practice, Saudi Arabia, 2010.
- [9] dr. Steven, A.:CBCT i implantati - Dental Tribune / no.1, 2012.
- [10] dr. Dov, M. A.: Sprečavanje neuspjeha u oralnoj implantologiji - Dental Tribune, 2013.
- [11] prof. dr. sc. Krolo, I.: Radiologija u dentalnoj implantologiji - Stomatološki fakultet, Zagreb, 2010.
- [12] Šimunić, N.: Eksperimentalna analiza naprezanja - Sveučilište u Zagrebu, Seminarski rad, Zagreb, 2016.
- [13] <https://formlabs.com/support/materials/using-dental-sg-resin/> (16.11.2016.)
- [14] <https://formlabs.com/materials/dental-sg/> (16.11.2016.)
- [15] <https://formlabs.com/support/software/design-specs/> (16.11.2016.)
- [16] <https://formlabs.com/3d-printers/tech-specs/#material-properties> (19.11.2016.)
- [17] <http://tahoeoralsurgery.com/blog/2013/ancient-dental-implants/> (20.11.2016.)
- [18] <http://www.strathconadental.ca/blog/dental-implants-a-fascinating-history> (20.11.2016.)
- [19] <http://www.juniordentist.com/classification-of-impression-materials.html> (20.11.2016.)
- [20] <http://www.ceraroot.com/wp-content/uploads/ceraroot-5-implants.jpg> (20.11.2016.)

- [21] [https://i.ytimg.com/vi/6yyJgL86l\\_4/maxresdefault.jpg](https://i.ytimg.com/vi/6yyJgL86l_4/maxresdefault.jpg) (20.11.2016.)
- [22] <http://www.ran.si/wp-content/uploads/Picture-18-300x223.jpg> (20.11.2016.)
- [23] <http://www.dentalimagingaust.com.au/general-dental-practitioners/benefits/> (20.11.2016.)
- [24] <http://prestigeperio.com/about-us/technology/> (20.11.2016.)
- [25] <http://www.theendoblog.com/2013/08/do-we-really-need-cone-beam-scan.html> (20.11.2016.)
- [26] <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/implantology-with-cerec/?tab=3714> (20.11.2016.)
- [27] <https://www.implantconcierge.com/tour.php> (20.11.2016.)
- [28] <http://www.denver-perio.com/advanced-tech/cone-beam-ct-scan-and-3-d-imaging.aspx> (20.11.2016.)
- [29] <https://www.cambridgenetwork.co.uk/news/new-simulation-tools-added-to-comsol-multiphysics/> (28.11.2016.)
- [30] <https://repositorij.sfsb.hr/islandora/object/sfsb%3A201/datastream/PDF/view> (01.12.2016.)
- [31] Van Brussel, K. (2002.), Medical image based personalised drill guides for spinal screw insertion. PhD thesis. Leuven: KU Leuven