

Sveučilište u Zagrebu

Fakultet strojarstva i brodogradnje

Stomatološki fakultet

Bruno Babić, Tin Jovanovac, Zrinka Jurec, Medeja Kerec, Hrvoje Leko, Patrik Radas

**Individualizirana biorazgradiva mrežica za
augmentaciju alveolarnog koštanog nastavka**

Zagreb, 2016.

Ovaj rad izrađen je u Zavodu za materijale, Fakulteta strojarstva i brodogradnje i u Zavodu za fiksnu protetiku, Stomatološkog fakulteta, Sveučilišta u Zagrebu, pod vodstvom prof.dr.sc Zdravka Schauperla i prof.dr.sc Amira Čatića, te je predan na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2015./2016.

POPIS OZNAKA

ABS	Akrilonitril-butadien stiren
BMP	Koštani morfogogenetski protein
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
CAD	<i>Computer aided design</i>
CAM	<i>Computer aided manufacturing</i>
CNC	<i>Computer Numerical Control</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DMLS	<i>Direct metal laser sintering</i>
ePTFE	Ekspandirani politetrafluoretilen
E	Youngov modul elastičnosti
FDM	<i>Fused deposition modeling</i>
FDA	<i>U S Food and Drug Administration</i>
HIPS	<i>High Impact Polystyrene</i>
ISQ	<i>Implant stability quotient</i>
LMD	<i>Laser metal depositon</i>
PEHD	Polietilen visoke gustoće
PRF	Trombocitima obogaćen fibrin
PRP	Trombocitima obogaćena plazma
PTFE	Politetrafluoretilen
PC	Polikarbonat
PLA	Polilaktična kiselina
PLGA	Poliglikolna kiselina
PLLA	Poli(L-laktična kiselina)
PDLA	Poli(D-laktična kiselina)
PDLLA	Poli(D,L-laktična kiselina)
PVA	Polivinil-alkohol

STL	StereoLythogtapy file
SLM	Selective laser melting
SLS	<i>Selective laser sintering</i>
T _m	Temperatura tališta
T _g	Temperatura staklišta

POPIS SLIKA

Slika 1. Građa kosti	1
Slika 2. Građa gornje čeljusti	2
Slika 3. Građa donje čeljusti	3
Slika 4. Osnovni dijelovi implantoprotetskog sustava	5
Slika 5. Postupak vođene regeneracije kosti	6
Slika 6. <i>Onlay graft</i> postupak s titanijskom mrežicom	7
Slika 7. <i>Onlay graft</i> postupak s vijcima za osteosintezu	8
Slika 8. Sinus lift postupak	10
Slika 9. Zarastanje rane nakon ekstrakcije zuba	16
Slika 10. Postupak slaganja slojeva tijekom 3D printanja	19
Slika 11. Princip rada ekstruzijskog slaganja	21
Slika 12. Princip rada fotopolimerizacijskog 3D printera	22
Slika 13. Princip rada LMD tehnologije	23
Slika 14. primjer uradi sam 3D printera	24
Slika 15. Koncept 3D printera za primjenu u građevinskoj industriji	25
Slika 16. Okvir za metke izrađen 3D printanjem	26
Slika 17. Konstrukcijski dijelovi oružja izrađeni 3D printanjem	26
Slika 18. Primjer 3D isprintanog dijela lubanje	27
Slika 19. Sinteza poliglikolne kiseline	29
Slika 20. Sinteza PLLA	30
Slika 21. Sinteza PDLLA	31
Slika 22. Razgradnja PLGA	32
Slika 23. Predmet nakon 3D printanja s uporabom PVA.....	33
Slika 24. Predmet se ubacuje u vodu kako bi se eliminirao PVA	34
Slika 25. Predmet nakon vađenja iz vode	34
Slika 26. Idejno rješenje mrežice	36

Slika 27. Druga varijanta konstrukcije mrežice	37
Slika28. Tlocrt zakrivljene mrežice	38
Slika 29. Prostorni pogled na zakrivljenu mrežicu	38
Slika 30. Položaj zatika za pričvršćivanje na mrežici	39
Slika31. Prostorni pogled na vezu poluvaljkom.....	40
Slika 32. Primjer alata za navođenje	42
Slika 33. Princip rada CBCT uređaja	43
Slika 34. Otvaranje DICOM formata pomoću Slicer-a.....	44
Slika 35. Filtracija tkiva po gustoći	45
Slika 36. Stvaranje površine na konturi čeljusti pomoću Slicer-	45
Slika 37. Eliminiranje nepovezanih čestica sa glavne čeljusti	46
Slika 38 . Čeljust nakon uklanjanja nepotrebnih čestica (gruba površina)	47
Slika 39. Površina čeljusti nakon zaglađivanja	47
Slika 40 . Izdvajanje dijela čeljusti na kojem će se izrađivati	48
Slika 41 . Model čeljusti	49
Slika 42 . Vanjski pogled na mjesto ugradnje implantata	50
Slika 43. Unutarnji pogled na mjesto ugradnje implantata	50
Slika 44 . Prikaz ravnina na grebenu	51
Slika 45. Povlačenje <i>Spline</i> krivulja na grebenu	52
Slika 46. Primjena funkcije <i>Multi-Sections Surface</i>	53
Slika 47. Primjena funkcije <i>Thick Surface</i>	54
Slika 48. Vanjska kompatibilnost mrežice sa konturom čeljusti	55
Slika 49. Unutarnja kompatibilnost mrežice sa konturom čeljusti	56
Slika 50. Gotov 3D model mrežice	57

POPIS TABLICA

Tablica 1. Kolagene membrane dostupne na tržištu	15
Tablica 2. Pregled svojstava biološki razgradivih polimera	32

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1 Građa i sastav kosti.....	1
1.2. Građa gornje i donje čeljusti.....	2
1.2.1. Gornja čeljust (lat. maxilla).....	2
1.3 Utjecaj gubitka zuba na čeljust.....	3
1.4 Dentalna implantologija.....	4
1.4.1 Implantati.....	5
1.5 Augmentacija alveolarnog nastavka.....	6
1.5.1. Vođena regeneracija kosti.....	6
1.5.2. Onlay graft.....	6
1.5.2.1 Onlay graft verzija s titanijskom mrežicom.....	7
1.5.2.2. Onlay graft verzija samo s vijcima za osteosintezu.....	8
1.5.2.3. Podizanje dna maksilarnog sinusa.....	9
1.6 Autologna kost.....	10
1.7 Umjetni i prirodni biomaterijali.....	12
1.8 Membrane.....	12
1.8.1 Neresorbirajuće membrane.....	12
1.8.2 Resorbirajuće membrane.....	14
1.9 Cijeljenje rana i oseointegracija.....	15
2. ADITIVNE TEHNOLOGIJE	18
2.1. 3D Printanje.....	18
3. MATERIJALI U MEDICINI	28
3.1. Biorazgradivi polimeri.....	28
3.2. Vrste biorazgradivih polimera za primjenu u medicini.....	29
3.2.1. Poliglikolna kiselina (PGA).....	29
3.2.2. Polilaktična kiselina (PLA).....	30
3.2.3. Polilaktično-glikolna kiselina (PLGA).....	31
3.2.4. Polivinil-alkohol (PVA).....	33
4. HIPOTEZA I OPĆI CILJEVI RADA	35
5. RAZRADA KONSTRUKCIJE MREŽICE I ALATA	36
5.1. Idejno rješenje.....	36
5.2. Alat za navođenje.....	41

6. KONSTRUKCIJA BIORAZGRADIVE MREŽICE	43
6.1. Prevođenje CBCT snimaka u format za rad u CAD programskom paketu	43
6.2. CAD/CAM	49
7. ZAKLJUČAK	58
8. ZAHVALE	60
9. LITERATURA	61
10. SAŽETAK	68
11. SUMMARY	69

1. UVOD

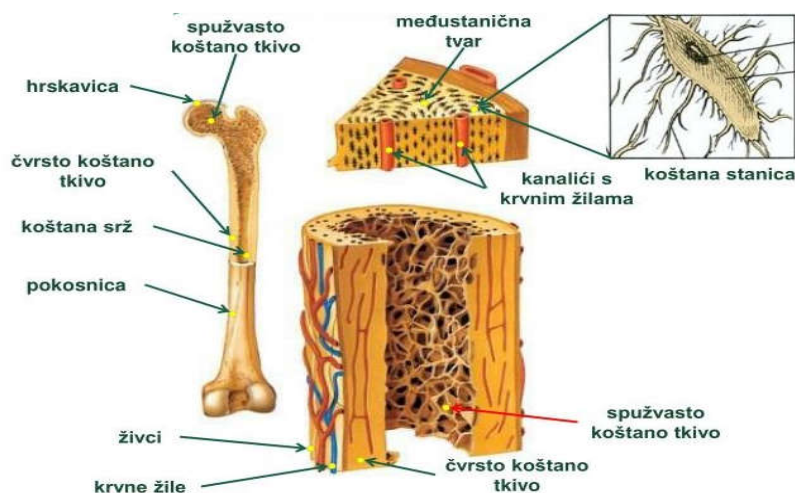
1.1 Građa i sastav kosti

Kost je specijalizirano vezivno tkivo, izgrađeno od koštanog matriksa (međustanične tvari) i tri različite vrste stanica: osteocita, osteoblasta i osteoklasta. Anorganska tvar čini 50% suhe težine koštanog matriksa. Najviše ima kalcija i fosfora, a sadržava i bikarbonate, citrate, magnezij, kalij i natrij. Kalcij i fosfor čine kristale hidroksiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, ali sadrži i amorfni (nekristalni) kalcij-fosfat. Organsku tvar čine kolagen tipa I i amorfna osnovna tvar koja sadržava proteoglikanske agregate i specifične strukturne glikoproteine [1].

Kost stvaraju osteoblasti koji nastaju specijalizacijom mezenhimskih stanica. Osteoblasti odlažu međustaničnu tvar, osteoid, koju isprva čine mekana osnovna tvar i kolagena vlakna. Iz osteoblasta se razvijaju osteociti, koštane stanice. Osteoklasti, stanice koje razgrađuju kost, sudjeluju pri svakoj pregradnji kosti.

Soli daju tvrdoću i čvrstoću same kosti. Kost bez soli, odnosno dekalcinirana kost, postaje savitljiva, te gubi svoja svojstva. Mineralizacija te rast i pregradnja kosti izravno su povezane s kalcijem. Hormonalne smetnje mogu dovesti do smanjene mineralizacije kosti, a samim time negativno utjecati na čvrstoću i tvrdoću same kosti. Primjerice, rizik osteoporozom uzrokovanih lomova kostiju se znatno smanjuje suplementacijom kalcija uz neposredno kliničko liječenje [2].

Na slici 1 prikazana je osnovna građa kosti.

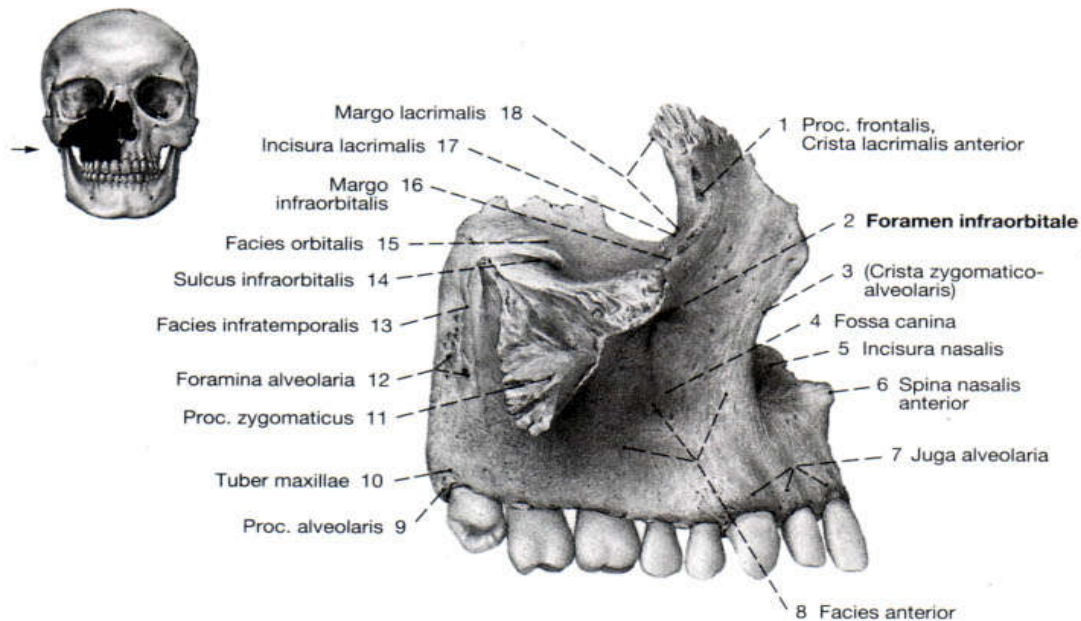


Slika 1. Građa kosti [3].

1.2. Građa gornje i donje čeljusti

1.2.1. Gornja čeljust (lat. maxilla)

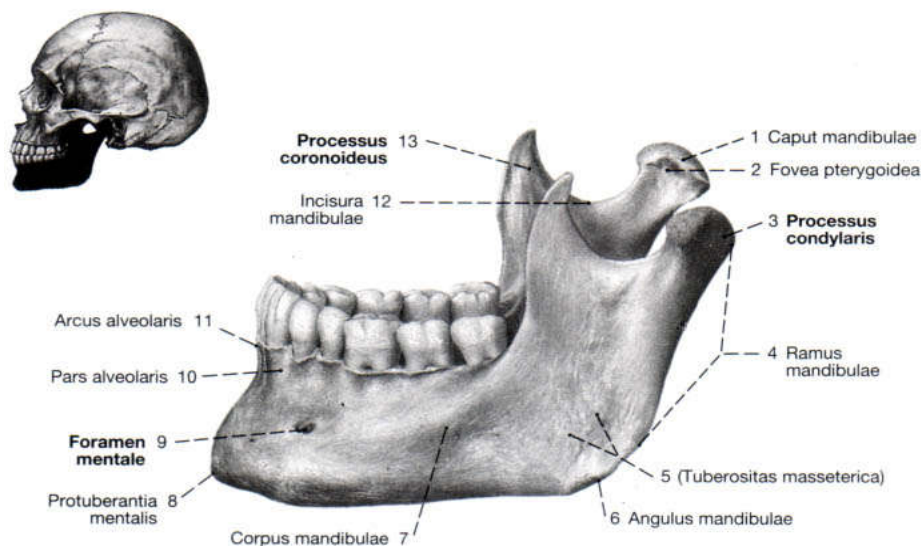
Gornju čeljust čine dvije simetrične kosti gornje čeljusti povezane šavom, te nepčana kost. Na slici 2 prikazana je gornja čeljust sa svim svojim sastavnim dijelovima. Gornja čeljust je slična donjoj čeljusti[4].



Slika 2. Građa gornje čeljusti [5].

1.2.2. Donja čeljust (lat. mandibula)

Mandibulu čine također dvije simetrične kosti povezane mandibularnim šavom. Ona je jedina pokretna kost lubanje. Preko temporomandibularnog zgloba povezana je s bazom lubanje. Na slici 3 prikazana je donja čeljust sa svim sastavnim dijelovima. Zahvaljujući pokretljivosti donje čeljusti, zubima koji su usađeni u alveole i mastikatornim mišićima koji se grupiraju, kao rezultat proizlazi sveukupna pokretljivost donje čeljusti, sudjelovanje u govoru, žvakanju, te mimici [6].



Slika 3. Građa donje čeljusti [5].

1.3 Utjecaj gubitka zuba na čeljust

Promjenom biomehaničkih uvjeta i sprega sila uslijed gubitka zuba dolazi do resorpcije kosti. Prvo atrofira alveolarni nastavak, uslijed čega se maksila skraćuje i postaje uža kako u stražnjem, tako i u prednjem dijelu čeljust. Širina nepca je konstantna, međutim, dolazi do smanjenja njegove duljine. Foramen infraorbitale se resorpcijom alveolarnog grebena približava alveolarnom rubu kosti, no uslijed cjelokupne atrofije kosti, smanjuje se i njeno udaljenost od orbitalnog ruba [7].

Gubitkom zuba dolazi do značajnih promjena u samoj konstituciji čeljusti. Kost se razgrađuje na mjestu izvađenog zuba, a okolni zubi imaju tendenciju pomaka u slobodan bezubi prostor. Dolazi do gubitka simetrije, što dovodi do neravnomjernog opterećenja na okolne zube.

Navedeni problemi asimetričnog opterećenja i nakrivljenja okolnih zubi mogu uzrokovati funkcijske i nefunkcijske probleme. Kao posljedica mogu se javiti bolovi u temporomandibularnom zglobu. Postupak nadomještanja izgubljenog zuba se ne može generalizirati, on je individualan i ovisan o situaciji. Kao neke od mogućnosti mogu se navesti krunice na implantatima, mostovi te proteze. U ovom istraživanju analiziran je jedan od pripremnih postupaka u dentalnoj implantologiji.

1.4 Dentalna implantologija

Dentalna implantologija je grana dentalne medicine koja koristi zubne implantate kao nadomjestke za izgubljene prirodne korijene, ako imaju funkciju uporišta ili nosača protetskog nadomjeska.

Temelj suvremenih dentalnih implantata je biološki proces koji se naziva oseintegracija, odnosno čvrste sveze kosti s alopastičnim materijalom (najčešće titanijem ili jednom od njegovih legura).

Predmet ovog istraživanja je omogućavanje implantoprotetske terapije u uvjetima nedostatka kosti. Kako bi implantat ispravno prenosio opterećenja potrebno je nadomjestiti nedostajući dio kosti. Naime, nedostatak kosti nije nužno apsolutna kontraindikacija za implantoprotetsku terapiju, već je prije ugradnje samog implantata potrebno provesti oralno-kirurški postupak nadogradnje, odnosno augmentacije kosti.

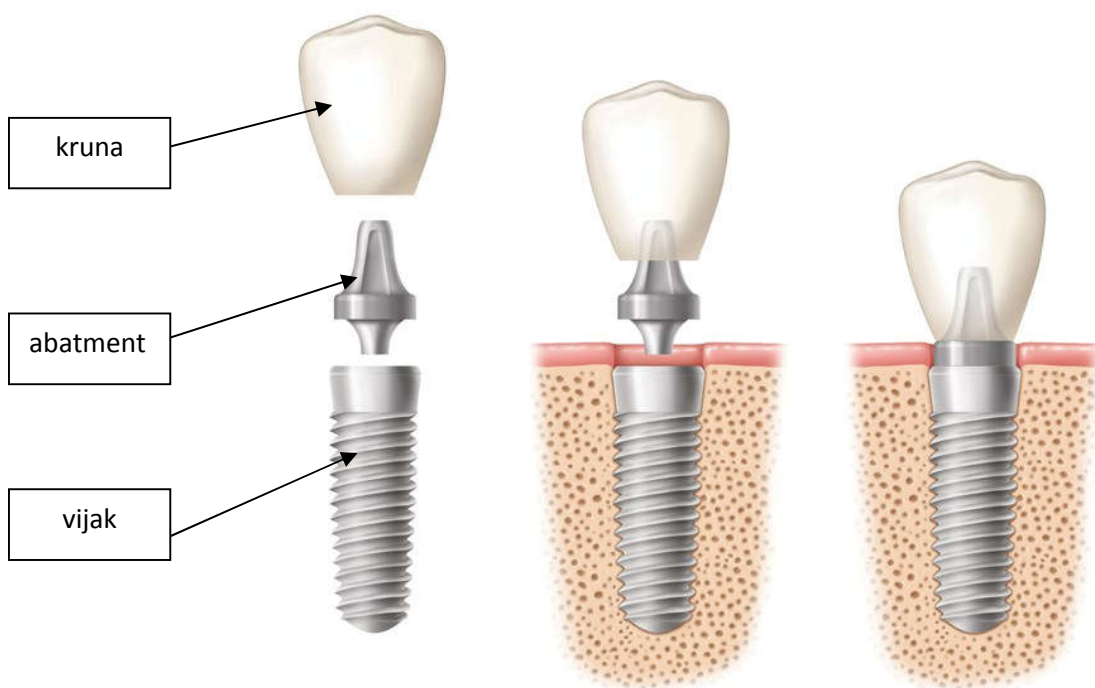
Ugradnja implantata u gornju i donju čeljust može se u slučajevima kada postoji zadovoljavajući volumen kosti izvesti bez poteškoća. No u slučajevima alveolarne atrofije i anatomskih ograničenja s obzirom na šupljinu maksilarnoga sinusa i kanala alveolarnoga živca, situacija postaje problematičnija i treba je riješiti različitim tehnikama augmentacije koštanog tkiva. Katkada može biti indicirana i transpozicija alveolarnog živca [8].

1.4.1 Implantati

Oseointegrirajući dentalni usadak, odnosno implantat možemo definirati kao napravu izrađenu od biokompatibilnoga materijala (najčešće titanija ili njegovih legura) koja se postavlja u maksilu ili mandibulu, a uloga mu je osigurati sidrište za daljnje stomatološke nadomjestke.

Implantoprotetskom terapijom se mogu riješiti različiti klinički slučajevi, od potpune ili djelomične bezubosti do nadomjestka jednoga zuba. Danas se osobita pozornost daje estetskom, fonetskom i higijenskom aspektu takve terapije, a ne samo restauracije pacijentove mastikatorne funkcije [9].

Osnovni dijelovi implantoprotetskog nadomjestka su prikazani na slici 4.



Slika 4. Osnovni dijelovi implantoprotetskog sustava [10].

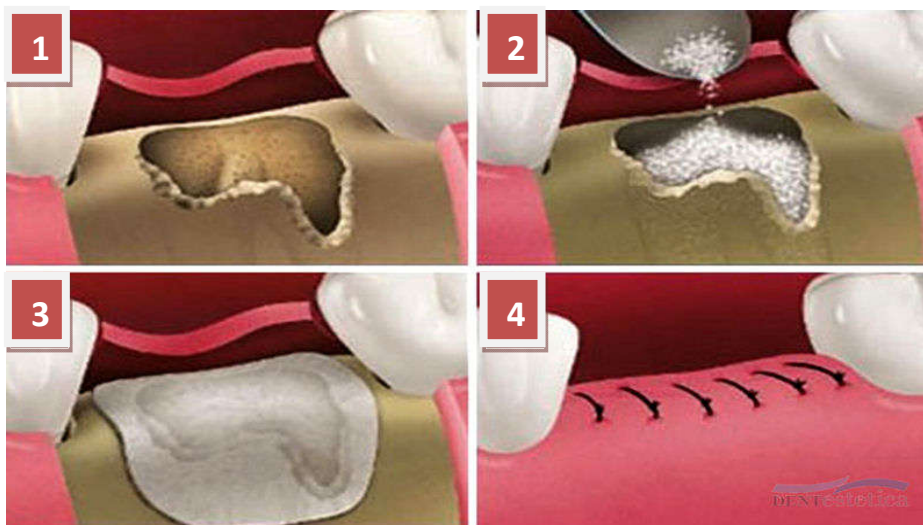
Terapija počinje ugradnjom implantata u kost u lokalnoj anesteziji. Nakon završenog perioda oseintegracije uzima se otisak i izrađuje protetski nadomjestak nošen implantatom.

1.5 Augmentacija alveolarnog nastavka

Augmentacija alveolarnog nastavka je operativni zahvat kojim se nadomještava nedostatak kosti potreban za ugradnju implantata. Uzroci gubitka kosti mogu biti fiziološki (vađenje zuba i starenje), te patološki (parodontne bolesti te patološki procesi u kosti poput granuloma, ciste ili tumora). Ovisno o lokalizaciji i veličini, koristi se nekoliko tehnika [11].

1.5.1. Vođena regeneracija kosti

Vođena regeneracija kosti, VKR, kirurški je zahvat koji podrazumijeva primjenu umjetne kosti i resorptivne kolagene membrane, te se obično koristi za regeneraciju manjih koštanih defekata, slika 5. Često se može napraviti istovremeno s ugradnjom samog implantata. VKR dokazana je metoda koštane regeneracije, a uporaba kolagenih membrana znatno povećava učinkovitost opisanoga postupka jer sprječava prorastanje vezivnog tkiva kroz augmentat [12].



Slika 5. Postupak vođene regeneracije kosti [13].

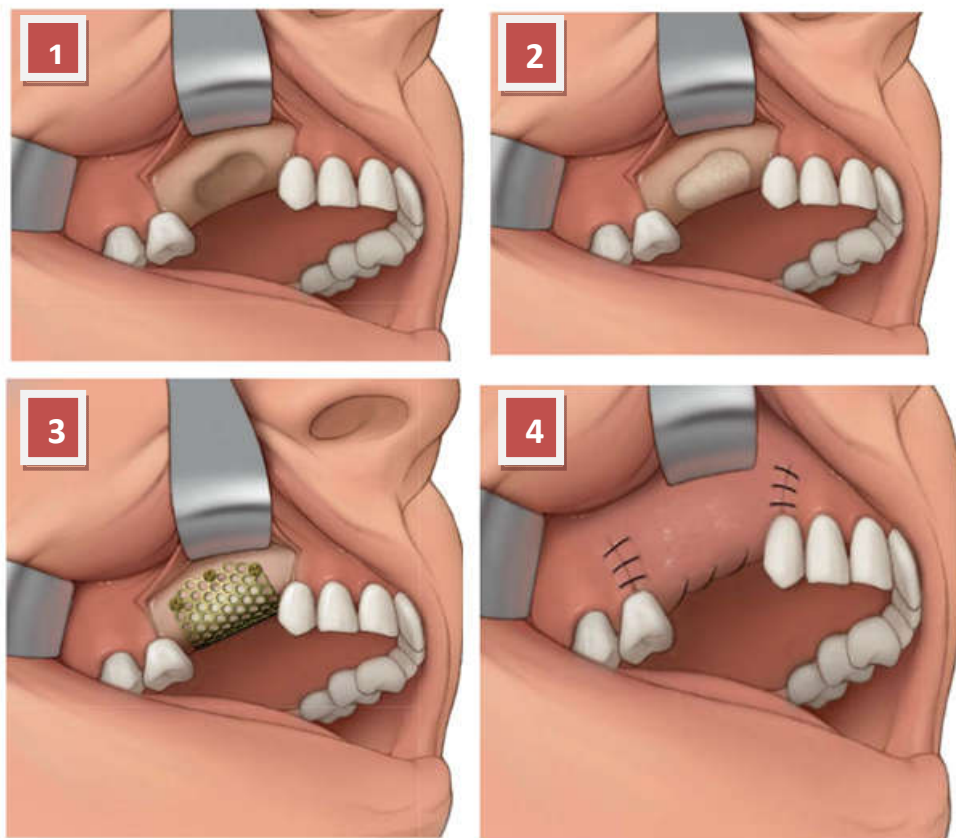
1.5.2. Onlay graft

Onlay graft predstavlja kirurški postupak kod kojeg se koštani dio nadomješta transplantacijom kosti s brade ili retromolarnog dijela čeljusti, te postavlja u ležište i fiksira vijcima za osteosintezu. Postoji verzija s ugradnjom titanijske mrežice i vijaka za osteosintezu, te verzija samo sa „šator“ vijcima (eng. *tent screw*). Pukotina između koštanog bloka i ležišta puni se granuliranim materijalom (ksenogenim ili sintetskim koštanim

implantatom), te se prekriva membranom. Zahvat je značajno zahtjevniji i koristi se za veće vertikalne i horizontalne nedostatke kosti. Nakon 6-8 mjeseci takav augmentirani alveolarni nastavak stabilan je i spreman za ugradnju implantata.

1.5.2.1 Onlay graft verzija s titanijskom mrežicom

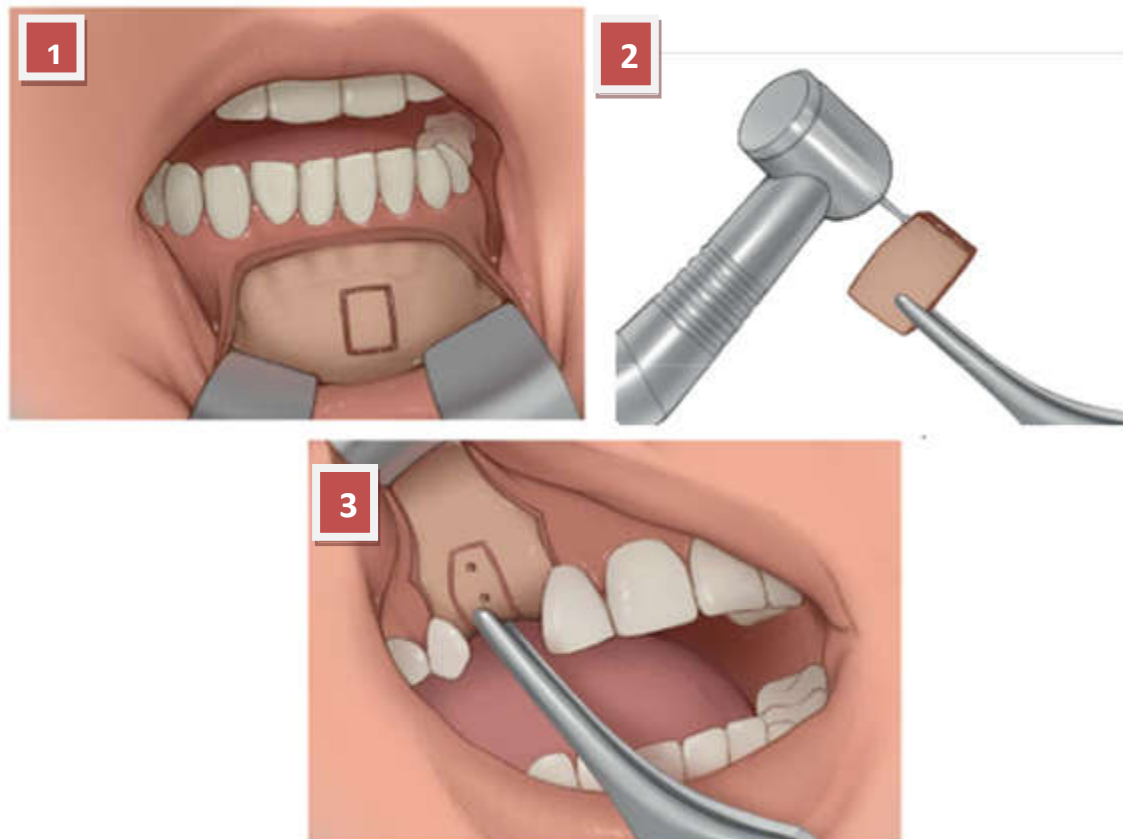
Onlay graft metoda sa titanijskom mrežicom se odvija u četiri koraka, slika 6. Prvi korak je podizanje režnja, drugi ispunjavanje koštanog defekta augmentatom, treći krojenje i postavljanja titanske mrežice koja se pričvršćuje vijcima za osteosintezu te posljednji korak je repozicija i šivanje režnja.



Silka 6. *Onlay graft* postupak s titanijskom mrežicom [13].

1.5.2.2. Onlay graft verzija samo s vijcima za osteosintezu

Ova verzija *onlay graft* metode nema titanijsku mrežicu, već se cijeli postupak odvija uzimanjem kosti s brade ili retromolarnog djela čeljusti. Ta kost se oblikuje i naposljetku pričvršćuje vijcima za osteosintezu. Cijeli postupak sa tri glavna dijela ilustriran je detaljnije na slici 7.



Slika 7. *Onlay graft* postupak s vijcima za osteosintezu [13].

Bitno je napomenut kako je kod obje verzije *onlay graft* metode potrebno sekundarno otvaranje pacijentovog alveolarnog grebena kako bi se izvadili vijci za osteosintezu, odnosno titanijska mrežica.

Kako bi se stvorili bolji osteokonduktivni uvjeti i smanjila resorpcija autogenih presadaka, koštano presađivanje dopunjuje se ksenogenim koštanim transplatom ili sintetskim nadomjesnim materijalom (npr. Bioss, Geistlich Pharma North America Inc., SAD, ili Botiss, Njemačka) [14]. Ksenogeni koštani transplatom je biološki proizvod s jednakim kemijskim i

fizičkim svojstvima kao ljudska kost, ali dobiven od goveda. Kristalna struktura matrice omogućuje dobru stabilizaciju i potporu revaskularizaciji presatka [15].

1.5.2.3. Podizanje dna maksilarnog sinusa

Implantoprotetska rehabilitacija u gornjoj čeljusti u velikom je broju slučajeva otežana zbog opsežne resorpcije kosti nakon vađenja zuba u stražnjem području gornje čeljusti te lokalizacije maksilarnog sinusa i njegova receusa. Operativna tehnika podizanja dna maksilarnog sinusa (*sinus-lift*) sastoji se u tome da se podigne sinusno dno prema kranijalnom i nadogradi koštani defekt kako bi se stvorila dovoljna visina i širina alveolarnoga grebena za ugradnju implantata [16].

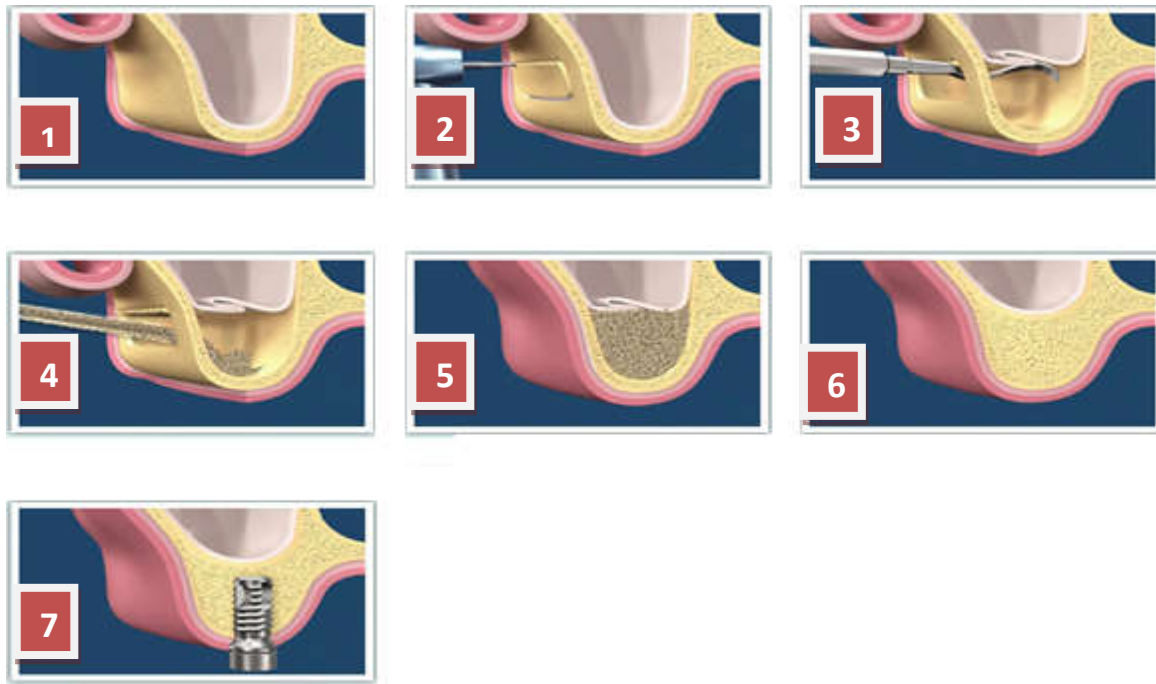
Materijal kojim se nadograđuje koštani defekt najčešće je ksenogeni ili sintetski koštani nadomjestak, no može biti i kombinacija autologne pacijentove kosti s nadomjesnim koštanim materijalom. Omjer miješanja autologne kosti i nadomjesnog materijala u odnosu 20:80 pokazuje dobre kliničke rezultate [16].

Izbor tehnike podizanja dna sinusa određuje visina alveolarnoga grebena, odnosno razina dna sinusa prema vrhu alveolarnog grebena. Ako je visina koštanoga grebena manja od 4 mm, biramo bočni pristup u sinus kroz trepanacijski otvor, s podizanjem bočne koštane lamele u sinus i nadogradnjom koštanoga defekta (tehnika lateralnog prozora).

Visina koštanoga grebena veća od 4 mm određuje bočni pristup u sinus s nadogradnjom koštanoga defekta i istodobnom implantacijom. U oba postupka bočnoga pristupa sinusnoj šupljini koštani se defekt pokriva bioresorptivnom kolagenom membranom. U slučaju visine koštanoga grebena od 6 mm do 7 mm, primjenjuje se tzv. Sommersova tehnika podizanja dna sinusa kroz ležište implantata i istodobnom implantacijom. To je transalveolarna tehnika [16].

Kirurškim metodama podizanja dna sinusa postiže se povećani volumen kosti u gornjoj čeljusti. Dovoljno dugački i široki implantati ugrađeni u takvu kost sposobni su izdržati jake žvačne sile toga područja i vratiti pacijentu funkcionalnost te fonetski i estetski nedostatak uzrokovan gubitkom stražnjih zuba gornje čeljusti [16].

Na slici 8 prikazan je postupak *sinus lift* sa svim svojim dijelovima.



Slika 8. *Sinus lift* postupak [17].

Implantati ugrađeni u augmentirani lateralni dio gornje čeljusti mogu se predvidivo protetski opskrbiti kao i implantati postavljeni u neaugmentiranu gornju čeljust [18].

1.6 Autologna kost

Autologna kost je vlastita pacijentova kost presađena s jednog dijela tijela na drugi. Nalazi svoju primjenu u augmentaciji kosti zbog svog velikog osteogenog potencijala.

Radi se o vlastitoj kosti pacijenta koja se može primijeniti u komadu (blok-graftovi) ili strugotinama.

Autologni koštani graftovi i danas se smatraju metodom izbora u rekonstrukciji limitiranih defekata donje čeljusti, te rekonstrukciji koštanih “defekata” srednje i gornje trećine lica. Autologna kost je izvrstan osteokonduktivan materijal i iznimno rijetko ga organizam odbacuje. Donorna regija ovisi o veličini potrebnog bloka te za manje blokove uzima se kost retromaolarnog područja mandibule, a za veće blokove donorno mjesto je krista ilijaka zdjelice [19].

Unatoč činjenici da je autologna kost kriste ilijake zlatni standard u osteoplastici, ipak nije savršen izbor za rekonstrukciju defekta alveolarnog grebena. U mnogim istraživanjima ističe se upotreba autologne kosti zajedno s čimbenicima rasta, dobivenim tkivnim inženjerstvom [15].

Jedan od čimbenika rasta je koštani morfogogenetski protein (BMP) na kolagenoj spužvi. Fallucco [20] je dokumentirao određene uspjehe nakon što je upotrijebio taj proizvod, ali njegova visoka cijena i dostupnost ograničavajući su čimbenici. Institucije još nisu dopustile široku upotrebu ove vrste proizvoda [15].

Glavni razlog za primjenu ovog proizvoda jest izbjegavanje drugoga operacijskog mjesta [21]. Zahvaljujući tome izbjegnuti su bolovi u donorskom području, operacija traje kraće, a kraći je i boravak u bolnici pa su smanjeni troškovi liječenja [15]. Međutim, primjena BMP-a je dvojbeno zbog nemogućnosti kontrole osteogenog potencijala pripravka.

1.7 Umjetni i prirodni biomaterijali

Primjenu biomaterijala karakteriziraju manji koštani nedostaci koje je potrebno nadomjestiti. Oni su sintetskog ili životinjskog podrijetla. Kako bi se pružio najveći osteogeni potencijal dolazi do kombiniranja umjetnih i prirodnih biomaterijala. Kao primjer navedenog može poslužiti trombocitima obogaćen fibrin u kombinaciji s ksenogenim koštanim transplantatom.

Trombocitima obogaćen fibrin (PRF) autologni je biomaterijal koji predstavlja drugu generaciju trombocitnih koncentrata. Ima povoljna biološka svojstva koja ubrzavaju mekotkivno te koštano cijeljenje, zbog čega široko područje primjene nalazi u oralnoj kirurgiji te drugim specijalističkim područjima [22].

Nasljednik je trombocitima obogaćene plazme (PRP) s višestrukim prednostima. Najveće prednosti rada s PRF-om su jednostavnost priprema preparata, minimalna trauma (vađenje krvi) te niska cijena [22].

1.8 Membrane

Membrane su materijali koji se upotrebljavaju za pokrivanje defekata i poticanje regeneracije koštanih stijenki u paradontnome džepu, ali i sprječavanje prorastanja vezivnog tkiva kroz koštani augmentat. Membrana mora biti biokompatibilna, te mora omogućiti odvajanje gingivnog reznja od fibrinskoga ugruška, odnosno odvojiti stanice gingivnog reznja od koštanih stanica kako bi se očuvao prostor za novu alveolnu kost. Membrane mogu biti resorbirajuće i neresorbirajuće [23].

1.8.1 Neresorbirajuće membrane

Neresorbirajuće membrane su membrane koje nemaju svojstvo resorpcije, te zahtijevaju drugi kirurški zahvat kako bi ih se uklonilo zbog čega se sve manje upotrebljavaju. Većina tih membrana izrađuje se od politetrafluoretilena, kao na primjer *Gore-Tex* membrane [23]. Neresorbirajuće membrane čvrste su i postojane, zadržavaju osnovnu građu i oblik u tkivima, ali da bi se uklonile potreban je dodatan kirurški zahvat, što povećava traumu za pacijenta, produljuje cijeljenje te povećava troškove i trajanje cijelog liječenja.

Prve neresorbirajuće membrane odobrene za kliničku upotrebu bile su od ekspaniranoga politetrafluoretilena (ePTFE, *Gore-Tex*®). PTFE je fluorouglični polimer iznimne inertnosti i biokompatibilnosti, sprječava urastanje tkiva i ne izaziva reakciju stranoga tijela, ali je neporozan [24]. ePTFE je kemijski istovjetan, izaziva minimalnu upalnu reakciju u raznim

tkivima te dopušta urastanje tkiva, a u vaskularnoj se kirurgiji upotrebljava već čitav niz godina [25-27]. Nastaje izlaganjem PTFE-a velikom vlačnom naprezanju koje stvara poroznu mikrostrukturu čvorića ili vlakana.

Gore-Tex® ePTFE membrana ima dva dijela. Prvi je otvoreni mikrostrukturirani ovratnik, smješten koronarno. On pospješuje urastanje vezivnoga tkiva [28], sprječava apikalnu migraciju epitela i osigurava stabilnost rane. Taj je dio membrane debljine 1 mm i 90% poroznosti [29]. Drugi dio tvori okluzalna membrana koja održava prostor za regeneraciju, strukturno je stabilna i služi kao prepreka prema gingivnome režnju. Debljine je 0,15 mm i 30% poroznosti [29,30, 31].

Histološki humani uzorci u paradontologiji pokazali su da ePTFE membrane mogu dovesti do znatne paradontne regeneracije nakon razdoblja cijeljenja od 3 mjeseca [32]. Šest mjeseci nakon što se postavila ePTFE membrana nađen je nov cement s insertnim vlaknima [33]. Djelotvornost ePTFE membrana istraživala se u mnogim kliničkim studijama [34-37]. Neke studije ipak nisu pronašle znatnu razliku u usporedbi s konvencionalnom operacijom režnja s otvorenom kiretažom [38]. Uporaba membrana može dovesti do lakših komplikacija poput boli, gnojenja i otekline. Komplikacije su nešto češće nego u konvencionalne paradontne kirurgije [39].

Gore-Tex® membrana modificirana je ugradnjom titanijskog pojačanja između dva sloja ePTFE-a, čime se povećava mehanička čvrstoća i bolje čuva prostor [31, 33, 40]. Studije na životinjama pokazale su klinički relevantnu regeneraciju cementa i kosti dva mjeseca postoperativno [31,41], a studije na ljudima nisu pronašle razlike u odnosu spram nemodificiranih membrana [34]. Membrane s titanijskim pojačanjem se osim za vođenu tkivnu regeneraciju (VTR) upotrebljavaju i za vođenu regeneraciju kosti (VRK), odnosno za povećanje volumena kosti bezuboga dijela alvealnoga grebena, što služi u pripremi ležišta za dentalne implantate u uvjetima kada nema dovoljne količine alveolne kosti.

Uklanjanje membrane zahtijeva drugi kirurški zahvat, ugrožava uspjeh i može poremetiti cijeljenje te oštetiti svježe regenerirano i osjetljivo tkivo [42] što je uz ostale čimbenike i potaknulo razvoj resorbirajućih membrana.

1.8.2 Resorbirajuće membrane

Resorbirajuće membrane su membrane koje se resorbiraju u tijelu, te pojeftinjuju terapiju i skraćuju vrijeme liječenja, jer ih ne treba odstraniti nakon sazrijevanja augmentata. Mogu biti od prirodnih materijala, pretežito od kolagena, i sintetičkih resorbirajućih materijala, najčešće derivata organskih alifatskih termoplastičnih polimera. Upotrebljava se poliglikolna i polilaktična kiselina [23].

Resorbirajuće membrane nije potrebno vaditi nakon sazrijevanja augmentata, smanjuju neugodu i troškove pacijentima, te opasnost od kirurških komplikacija.

Zbog naravi resorbirajućih membrana nije moguće potpuno nadzirati trajanje njihove razgradnje. Naime, proces razgradnje počinje neposredno nakon što ih se postavi u tkivo. Brzina razgradnje pak može znatno varirati između pojedinaca, pogotovo pri uporabi materijala koji se enzimski razgrađuju, kao što je kolagen. Podaci u literaturi o poželjnome vremenu perzistencije membrane *in vivo* variraju od 4 tjedna do nekoliko mjeseci [43, 44]. Zbog biološke razgradnje resorbirajuće membrane izazivaju odgovor tkiva koji bi mogao nepovoljno utjecati na cijeljenje rane i ugroziti regeneraciju.

Danas se istražuje i upotreba poliuretanskih membrana. Idealnih membrana nema. Do sada se najviše rabe kolagene membrane koje imaju najbolju biokompatibilnost, iako im se vrijeme razgradnje teško može predvidjeti [23]. Značajan nedostatak resorptivnih membrana u 3D augmentaciji alveolarne kosti predstavlja činjenica da resorptivne membrane nemaju mehaničku stabilnost oblika. U tablici 1 prikazan je popis kolagenih membrana dostupnih na tržištu.

Tablica 1. Kolagene membrane dostupne na tržištu [23].

Ime / Name	Proizvođač / Manufactory	Izvor / Origin	Sastav / Composition	Brzina resorpcije / Resorption time
BioMend	Sulzer Calcitek	goveđa tetiva / bovine tendos	kolagen tip I / collagen class I	6-8 tjedana / weeks
BioMend-Extend	Sulzer Calcitek	goveđa tetiva / bovine tendos	kolagen tip I / collagen class I	18 tjedana / weeks
Periogen	Collagen Inc.	goveđi dermis / bovine corium	kolagen tip I i III / collagen class I and III	4-8 tjedana / weeks
Paroguide	Coletica	teleća koža / calf skin	kolagen tip I, 4% hondroitin sulfat / collagen class I, 4% chondroitin sulphate	4-8 tjedana / weeks
Biostite	Coletica	teleća koža / calf skin	hidroksiapatit, kolagen tip I, hondroitin sulfat / hydroxyapatit, collagen class I, chondroitin sulphate	4-8 tjedana / weeks
Biogide	Geistlich	svinjski dermis / porcine skin	kolagen tip I i III / collagen class I and III	24 tjedna / weeks
Tissue Guide	Koken Co.	goveđa tetiva i dermis / bovine tendos and skin	atelokolagen i kolagen / atelocollagen and collagen	4-8 tjedana / weeks
BioBar	Colbar Research Ltd.	goveđa tetiva / bovine tendos	kolagen tip I / collagen class I	6-8 mjeseci / months

1.9 Cijeljenje rana i oseointegracija

Cijeljenje je osnovni fiziološki, no izrazito kompleksan, logičan i koordiniran proces djelovanja specifičnih molekula i stanica s ciljem uspostavljanja normalne funkcije i strukture ozlijeđenog tkiva. U svojoj je biti genetski definiran i vođen fizikalnim i kemijskim djelovanjima, a kod živih bića je uglavnom, uz rijetke iznimke (salamander, fetus), nesavršen, ali zadovoljavajući proces sanacije poremećenog tkiva [45].

Cijeljenje rane ovisi o dobi te općoj starosti organizma. Ove faktore možemo nazvati općim faktorima dok su lokalni faktori prokrvljenost i masno tkivo.

Način zaraštavanja rane je zapravo dio mehanizma cijeljenja rane. Razlikujemo primarno, sekundarno i tercijarno cijeljenje. Također imamo tri faze cijeljenja rane: upalna faza, fibroblastična faza te faza sazrijevanja [46].

Primarno cijeljenje karakteriziraju minimalni ožiljci, sve faze cijeljenja su minimalne. Tercijarno cijeljenje karakterizira zaraštanje većih površina i dugotrajni upalni procesi. U ovom istraživanju je najzanimljivije sekundarno cijeljenje, s fazom stvaranja granulacijskog tkiva.

Sekundarno cijeljenje možemo razgraničiti na sljedeće događaje nakon vađenja zuba: jedan do dva dana (formiranje ugruška), drugi tjedan (osteoblasti ulaze u ugrušak), treći tjedan

(ugrušak pun granulacijskog tkiva i rani koštani otočići) te naposljetku zadnji vremenski period nakon šest do osam tjedana od ekstrakcije zuba (radiografski vidljiva kost) [46].

Na slici 9 ilustrirano je zarastanje rane nakon ekstrakcije zuba.



Slika 9. Zarastanje rane nakon ekstrakcije zuba [46].

Na slici 9 vidljiva je već opisana tendencija gibanja susjednih zubi nakon gubitka jednog zuba. Ovdje je cijeli proces ilustriran prikazom cijeljenja rana, odnosno okoštavanja izvađenog zuba, a istom principu se teži svim gore navedenim varijantama postupka augmentacije alveolarnog grebena.

Oseointegracija je strukturalna i funkcionalna veza između površine kosti i dentalnog implantata [47].

Proces cijeljenja oko njega sličan je onom u normalnoj kosti. Istraživanja na titanijskim implantatima pokazala su da se cijeljenje događa u tri faze – osteofiličnoj, osteokonduktivnoj i osteoadaptivnoj [48].

Stabilnost dentalnih implantata postiže se izravnim kontaktom između koštanog tkiva i titanijskog oksida na površini implantata [49]. Nekoliko je čimbenika koji utječu na oseointegraciju: svojstva materijala od kojih su implantati izrađeni, sterilnost implantata tijekom implantacije te njihov oblik i mikrostruktura [50]. Rezultati dosadašnjih studija upućuju na to da svojstva površine implantata utječu kako na rani kontakt između kosti i implantata tako i na dulji doticaj nakon ugradnje [51-58].

Za dugoročnu oseointegraciju implantat mora biti postavljen u gustu trabekularnu kost s dostatnom visinom i širinom alveolarnog grebena, a pacijent ne bi trebao imati nikakvu sistemsku bolest koja bi mogla kompromitirati cijeljenje [47].

Analiza vibracije implantata unutar kosti primjenom uređaja za mjerenje rezonantne frekvencije (Ostell ISQ, Ostell, Švedska) korisna je u procjeni povezanosti implantata s kosti [59], a postignuta ISQ (eng. *implant stability quotient*) vrijednost označava kvalitetu spoja kosti s površinom implantata. Zbog svoje ponovljivosti, standardizacije i pouzdanosti pokazala se boljom od procjene stupnja oseointegracije periotestom [60].

2. ADITIVNE TEHNOLOGIJE

2.1. 3D Printanje

3D printanje je tehnologija koja se koristi za brzu izradu trodimenzionalnih tijela. U tom postupku slojevi materijala formiraju se jedan na drugome. Za sam oblik predmeta zaslužan je 3D model napravljen u jednom od CAD programa kao i kompjutersko vođenje samog uređaja pomoću kojeg se obavlja radnja printanja [61]. Predmeti proizvedeni ovim postupkom mogu biti bilo kojega oblika i geometrije površina.

Prve verzije ove tehnologije pojavile su se tijekom 1980-ih godina. 1981. godine u Japanu razvijena je prva metoda koja je koristila fotoosjetljivi polimer da bi se dobio trodimenzionalni model. Sljedeći korak bio je proces u kojemu zraka ultraljubičaste svjetlosti skrućuje fotoosjetljivi polimer. Naime, glava pisača u kojoj se nalazi izvor UV zraka kreće se po kadici tekućeg polimera i osvjetljava određeni dio koji je određen samim CAD modelom. Dio koji je osvjetljen se skrućuje dok neosvijetljeni dio ostaje u tekućem stanju. Nakon što se skruti jedan sloj dodaje se nova količina tekućeg polimera koji prekriva prethodno skrnuti dio te glava pisača opet prolazi preko zadane putanje. Ovi koraci se ponavljaju sve dok se ne postigne potpuni predmet koji je zadan CAD modelom. Ovaj postupak se naziva stereolitografija (*stereolithography*). Sam postupak postao je baza za razvoj ostalih inačica 3D printanja te je tip datoteka koje se koriste u izradi 3D printanih predmeta nazvan STL (*StereoLythograpy*).

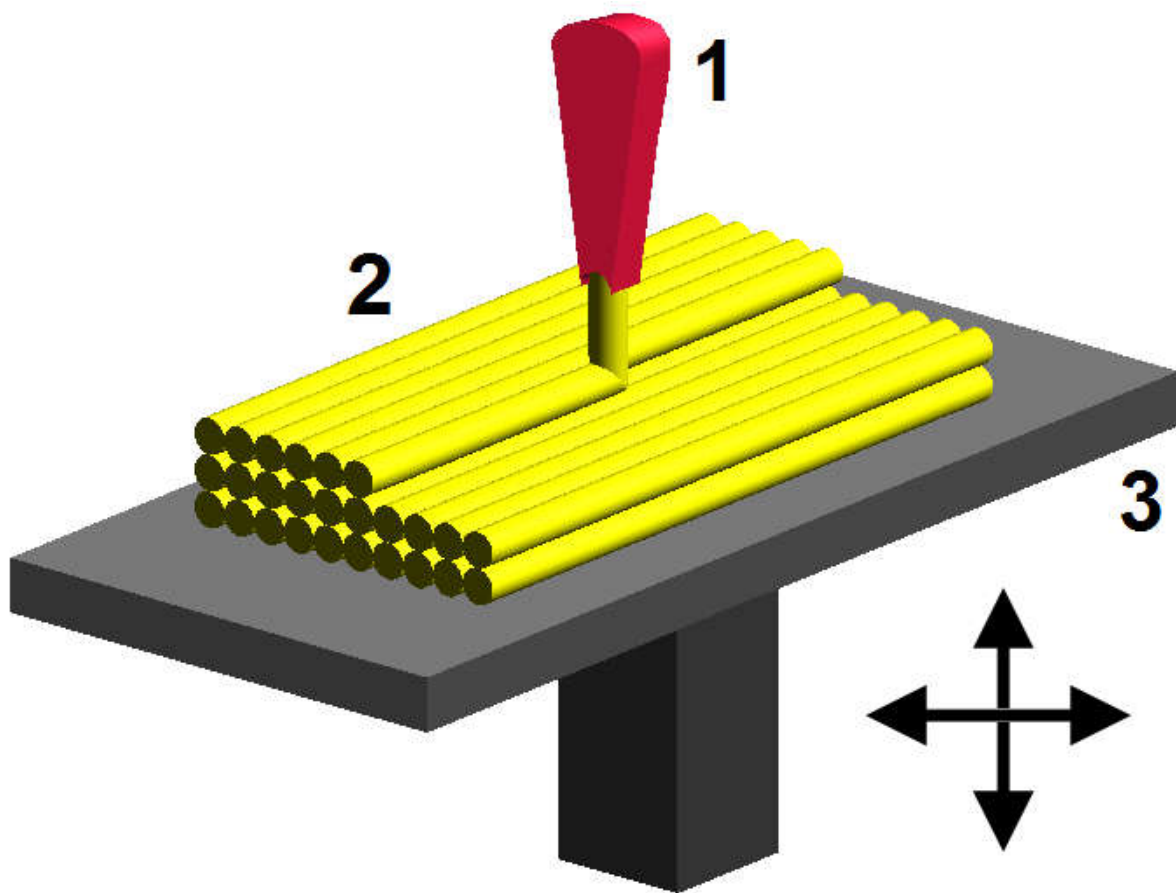
Potrebno je nadodati da tehnologija 3D printanja nije vezana samo za polimerne materijale. Procesi za sinteriranje i taljenje metala također su se razvijali tijekom 1980-ih i 1990-ih godina, ali više su ostale zastupljene tehnologije koje se baziraju na odvajanju metala umjesto na dodavanju. Najzastupljenija tehnologija od tih postala je CNC rezanje (*Computer Numerical Control*).

Veći udio u industriji ova tehnologija dobiva početkom 21. stoljeća zbog pada cijene samih uređaja kao i lakše dostupnosti i izrade CAD modela.

Sam proces izrade predmeta metodom 3D printanja sastoji se od 3 koraka: modeliranje, printanje i završna obrada.

Modeliranje je prvi korak. U njemu se dobiva 3D model pomoću CAD paketa, 3D skenera ili nekom drugom metodom. Najmanje grešaka se javlja ako predmet modeliramo u CAD paketu [62].

Dio ispisa počinje još jednom pripremnom podfazom. Prije nego što se krene u sami ispis 3D model se mora prevesti u STL datoteku. Većina CAD paketa povlači grešku prilikom prebacivanja iz svojstvenog formata u STL. Te se greške moraju ispraviti prije samoga ispisa. Nakon što su greške ispravljene STL datoteka mora biti obrađena tipom programa poznatim kao „*Slicer*“ koji pretvara model u niz slojeva i generira G-kod koji sadrži posebno pripremljene upute za 3D printer. Nakon što je uređaj dobio upute o kretanjama (koje će u konačnici rezultirati željenim predmetom) uređaj počinje slagati slojeve materijala jedan na drugi, slika 10. Sama izrada suvremenim metodama može potrajati od nekoliko sati do nekoliko dana. Samo trajanje ovisi o korištenoj metodi i složenosti modela.



Slika 10. Postupak slaganja slojeva tijekom 3D printanja [63].

Na slici 10 je prikazan primjer slaganja slojeva materijala. Mlaznica (1) se giba po radnome stolu (3) po pravocrtnoj putanji. Nakon što dosegne krajnju točku putanje pomakne se u

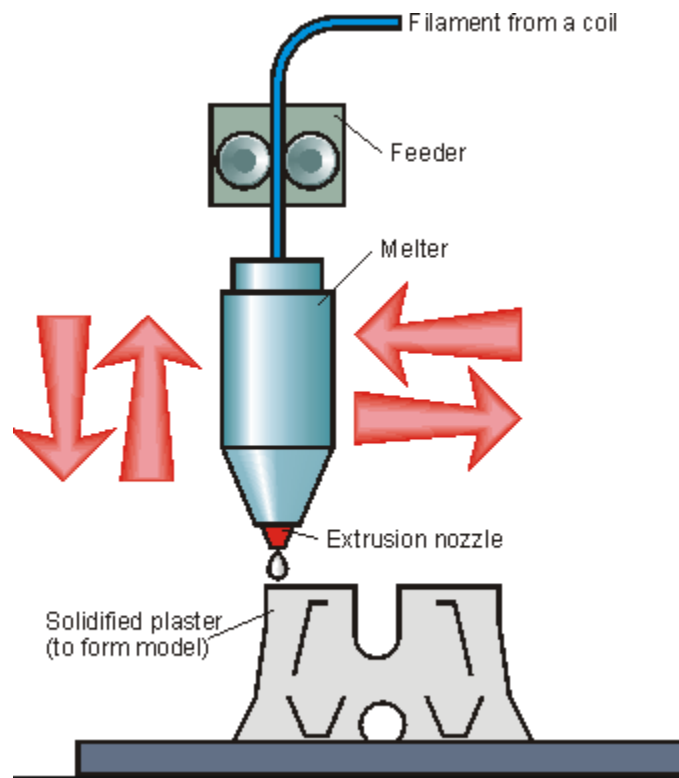
smjeru okomitom na putanju i nastavlja sa nanošenjem materijala. Nakon što je završila sa gibanjem po jednom sloju pomiče se prema gore i nastavlja sa nanošenjem materijala u sljedećem sloju. Ove radnje se ponavljaju sve dok se predmet u potpunosti ne završi.

Završna obrada se sastoji od precizne obrade da se dobije identičan model. Moguće je uklanjanje ostataka materijala, određenih potpornih struktura kao i promjena izgleda površine (bojanje ili brušenje).

U razdoblju od početka primjene tehnologije 3D printanja do danas razvijeno je više varijanti postupaka. Prvi printeri su bili veliki, skupi i veoma ograničeni u pogledu proizvodnosti.

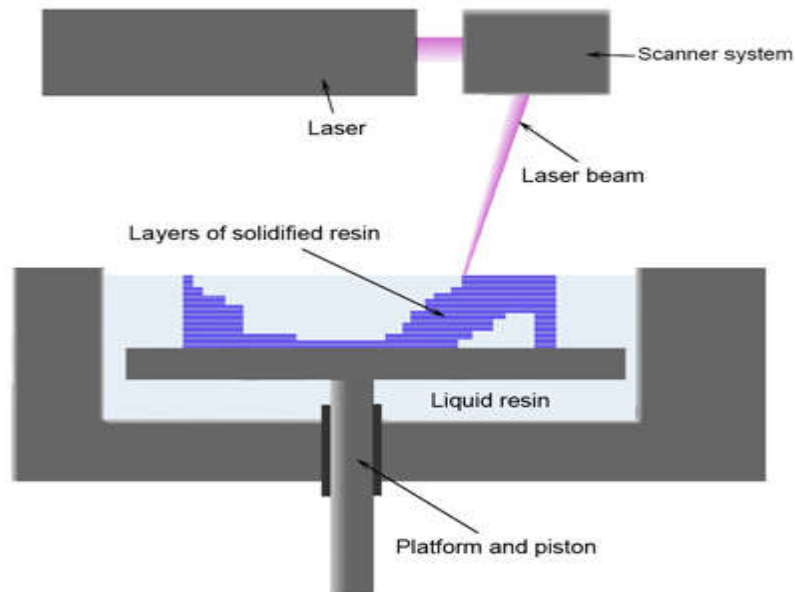
Glavna razlika između varijanti postupaka je u načinu polaganja slojeva na predmet. Neke varijante tope ili mekšaju materijal (SLM, DMLS, SLS, FDM) dok druge koriste razne sofisticirane tehnike kao što su stereolitografija. Glavne značajke koje treba uzeti u obzir prilikom odabira samoga printera su: cijena, brzina ispisa, mogućnost prihvata materijala itd.

Ekstruzijsko slaganje jedna je od varijanti postupka 3D printanja. Ta varijanta nastala je iz postupaka zavarivanja polimera vrućim zrakom i lijepljenja taljenjem polimera. U ovome postupku predmet se oblikuje tako što se ekstrudira kapljica materijala koja se odmah skrućuje i formira dio sloja [64]. Plastomerna ili metalna žica je namotana na kalem te se dostavlja do mlaznice za ekstruziju. Mlaznica zagrijava žicu i pod određenim tlakom istiskuje rastaljeni ili omekšani materijal prema željenom položaju na radnom stolu ili na samom predmetu (ako je predmet viši od jednoga sloja). Motori su zaduženi za gibanje glave printera koja sadrži samu mlaznicu za ekstruziju, a CAM paket je zadužen za stvaranje G-koda koji preko mikrokontrolera upravlja motorima. Ovim postupkom mogu se printati razni polimeri uključujući ABS, PC, PLA, PEHD, HIPS. Na slici 11 prikazano je ekstruzijsko slaganje.



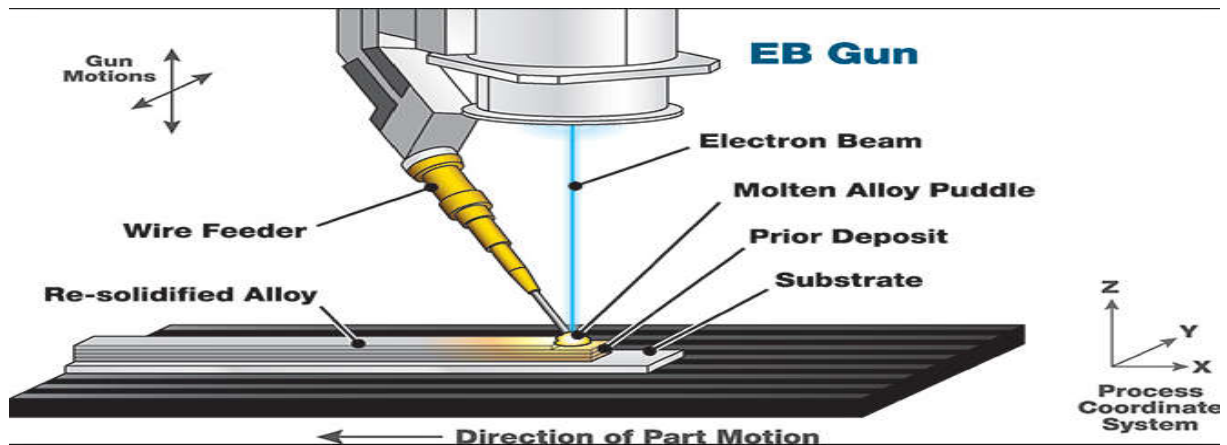
Slika 11. Princip rada ekstruzijskog slaganja [65].

Fotopolimerizacija je proces u kojemu se pod utjecajem svjetla polimer iz tekućeg stanja pretvara u kruto stanje. Posuda sa tekućim polimerom izložena je koncentriranom svjetlu te se onaj dio polimera koji je zahvaćen zrakom skrućuje dok neizloženi dio ostaje u tekućem stanju. Nakon što je jedan sloj tako proizveden posuda se dodatno puni s tekućinom da bi se prekrilo prethodno skrutnuti sloj te se postupak ponavlja sve dok se ne dobije konačni proizvod. Nakon toga tekućina iz posude se odlijeva te ostaje samo konačni, kruti proizvod. Na slici 12 prikazan je proces fotopolimerizacije.



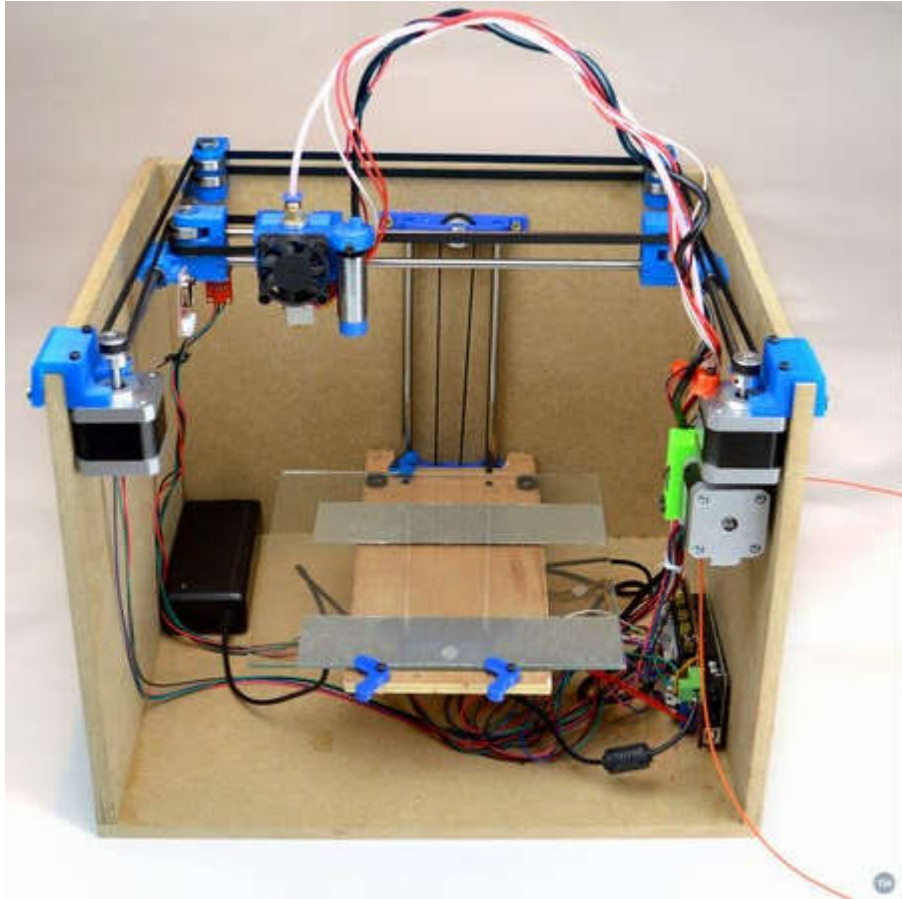
Slika 12. Princip rada fotopolimerizacijskog 3D printera [66].

Tehnologije 3D printanja nisu ograničene samo na polimerne materijale. Jedna od tehnologija koja se koristi za metalne materijale je LMD-w ili naslagivanje metala laserskim snopom. Postupak počinje tako što se žica sa kalema dovodi u lasersku zraku. Ta zraka tali metal i kapljica metala pada na površinu radnoga komada. Proces je kontinuiran što znači da nema razlika u strukturi unutar jednoga sloja (ako su svi parametri dobro podešeni). Sama glava pisača u kojoj se nalaze dodavač žice, laser i mlaznica za zaštitni plin giba se po visini i poprijeko na smjer nanošenja materijala dok je radni stol zadužen za gibanje u smjeru nanošenja materijala. Slika 13 prikazuje skicu opisanog postupka LMD postupka. Potrebno je naglasiti da se zbog opasnosti od reakcije metala sa plinovima iz zraka (ponajviše kisikom) mora koristiti zaštitni plin bilo da se postupak odvija u posebnoj komori (može se koristiti i vakuum) ili da mlaznica pod tlakom izbacuje zaštitni plin na mjesto gdje se odvija samo taljenje.



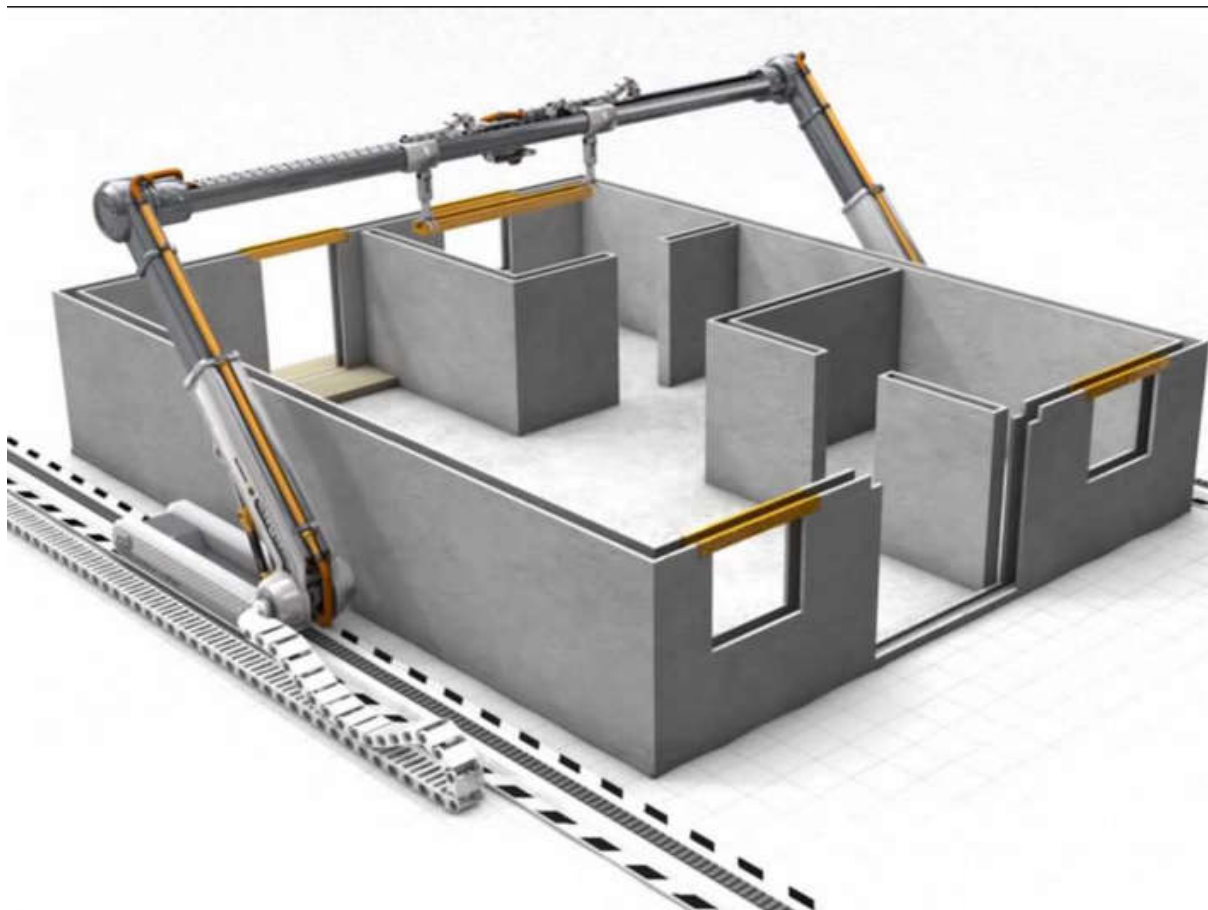
Slika 13. Princip rada LMD tehnologije [67].

3D printanje postalo je visoko raširena tehnologija. Neka od područja primjene su aeronautička industrija, automobilska industrija, vojna industrija, medicina i energetika. *General Electric* koristi naprednu verziju 3D printera za proizvodnju turbina. Razlog tome je pad cijena samih uređaja, napredak tehnologije u smislu brzine izrade kompleksnih oblika te korištenih materijala i same CAD podrške. Tehnologija se često koristi u smislu brze izrade prototipa kao i proizvodnje zamjenskih dijelova do kojih je teško doći (udaljena postrojenja) ili se više ne proizvode. Uz sve industrijske primjene veliki procvat tehnologija je doživjela u sferi kućne radinosti. Naime na tržištu se pojavljuje sve više cjenovno pristupačnih printera koji ne zahtijevaju velike pogone za isplativost te su jednostavni za korištenje. Također sve više ljudi se upušta u izradu samih 3D printera. To su jednostavni i naizgled neugledni uređaji kojima je jedina svrha da obavljaju posao za koji su napravljeni a to je proizvodnja dijelova. Slika 14 prikazuje uređaj napravljen u vlastitoj radinosti.



Slika 14. Primjer „uradi sam“ 3D printera [68].

Također postoje ideje i projekti za izradu velikih 3D printera koji bi se koristili u građevinskoj industriji, slika 15.



Slika 15. Koncept 3D printera za primjenu u građevinskoj industriji [69].

Industrijska primjena procesa 3D printanja je veoma široka.

U automobilskoj industriji vrlo je zastupljena za izradu prototipa ili za izradu samih serijskih dijelova. Švedski proizvođač superautomobila Konigsegg je u svoj automobil One:1 ugradio brojne dijelove proizvedene 3D printanjem. Neki od dijelova su: retrovizori, dijelovi turbine, dovod zraka, dijelovi ispuha.

Zrakoplovne industrija je također prihvatila tehnologiju 3D printanja. Airbus je na svome A350 XWB ugradio preko tisuću komponenti izrađenih postupkom 3D printanja. Ujedinjeno kraljevstvo, SAD i Izrael koriste 3D printanje za izradu rezervnih dijelova za svoje zrakoplove.

Vojna industrija te industrija civilnog naoružanja (jako prisutna u SAD-u) su također prihvatile 3D printanje kao nezaobilaznu tehnologiju. Neki od primjera su okviri za AR15-M16 oružane sustave i njihove varijante kao i sami konstrukcijski dijelovi za oružje. Osim dijelova oružja moguće je naći i modele za potpuno funkcionalna oružja koja samo treba isprintati. Primjeri dijelova oružja nalaze se na slikama 16 i 17.



Slika 16. Okvir za metke izrađen 3D printanjem [70].



Slika 17. Konstrukcijski dijelovi oružja izrađeni 3D printanjem [71].

U posljednjih par godina svjedoci smo da i medicina sve više prihvaća 3D printanje kao jednu od važnijih tehnologija za izradu neorganskih dijelova. Razni implantati i kalupi sve se više izrađuju ovom tehnologijom. Velika prednost je u tome da je sam implantat u potpunosti prilagođen pacijentu koji ga prima te je samim time smanjena mogućnost pogreške u funkcijama samih implantata. I protetika ne zaostaje u tome pogledu. Sve su dostupniji protetski dijelovi koji su izrađeni tehnologijom 3D printanja. Na slici 18 vidimo dio lubanje isprintan za medicinsku primjenu.



Slika 18. Primjer 3D isprintanoga dijela lubanje [72].

3. MATERIJALI U MEDICINI

3.1. Biorazgradivi polimeri

Polimeri su sintetske i prirodne makromolekule sastavljene od manjih jedinica zvanih monomeri. Mnogi sintetski polimeri se proizvode i upotrebljavaju zbog njihove otpornosti na kemijsku i fizikalnu degradaciju. Istraživanja su pokazala da supstitucija prirodnih monomera u sintetske polimere daje za rezultat polimere sa svojstvima bolje biološke razgradivosti.

Biorazgradivi polimer je polimer kod kojeg je degradacija rezultat djelovanja mikroorganizama koji se slobodno pojavljuju u prirodi kao bakterije, alge i gljivice, ali i djelovanja ljudskog ili životinjskog organizma. Takvi biološki razgradivi polimeri se uvelike primjenjuju u medicinske svrhe gdje podliježu degradaciji pod djelovanjem kemijske hidrolize.

Neke od primjena biorazgradivih polimera mogu biti:

- Sustav za dostavu lijeka,
- Preuzimanje opterećenja na kost za vrijeme njenog zacjeljivanja pri čemu se polimer polako povlači čime se izbjegava naglo ponovno opterećenje kosti koje može dovesti do njenog ponovnog pucanja,
- Korištenje u svrhu implantata koji ne zahtijeva sekundarni kirurški zahvat kao što je to običaj sa nerazgradivim materijalima koji se nakon određenog vremena ponovnim zahvatom moraju odstraniti, što je ujedno i fokus ovog istraživanja.

Kako bi neki biorazgradivi polimer bio pogodan za primjenu u medicinske svrhe isti mora zadovoljavati određene uvjete kao što su [73]:

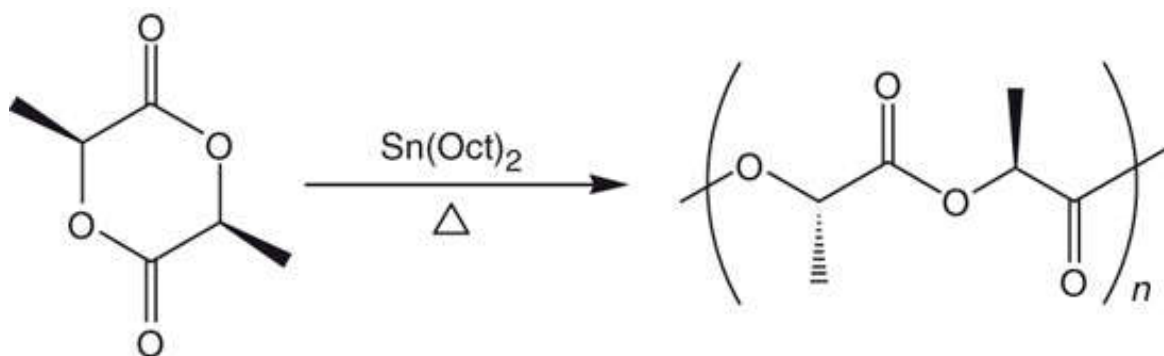
- Zadovoljavajuća mehanička svojstva u odnosu na vrstu primjene, odnosno da zadrži čvrstoću sve dok okolno tkivo ne zacijeli,
- Da ne izaziva upalu ili toksičnu reakciju,
- Da se razgradi u tijelu nakon ostvarivanja svrhe bez ostataka,
- Da se lako može dovesti u oblik konačnog proizvoda,
- Da se lako sterilizira .

3.2. Vrste biorazgradivih polimera za primjenu u medicini

Poliglikolna kiselina (PGA), polilaktična kiselina (PLA) te njihovi kopolimeri najbolje su istraženi biorazgradivi polimeri za široku primjenu. PLA/PGA su biorazgradivi poliesteri koji degradiraju u tijelu pomoću hidrolize na bezopasne i neotrovne produkte. Produkti degradacije se izlučuju preko bubrega ili pak se odstranjuju kao ugljični dioksid ili voda preko poznatih biokemijskih puteva. Trenutno se polimeri primjenjuju u svrhu kirurških struktura te razgradivih implantata.

3.2.1. Poliglikolna kiselina (PGA)

Poliglikolna kiselina (slika 19) jedna je od prvih biološki razgradivih polimera koji su istraživani u svrhu medicinske primjene. Svojstva PGA su temperatura tališta (T_m) veća od $200\text{ }^\circ\text{C}$, temperatura staklišta (T_g) od $35\text{ }^\circ\text{C}$ do $40\text{ }^\circ\text{C}$ te modul elastičnosti (E) od 7 GPa [74].



Slika 19. Sinteza poliglikolne kiseline [75].

Unatoč tome što su provedena mnoga istraživanja primjena PGA još uvijek ukazuje na značajne probleme. Nagla degradacija PGA dovodi do gubitka mehaničkih svojstava te značajne lokalne proizvodnje glikolne kiseline. Iako se glikolna kiselina upija preko okolnih stanica, velike količine glikolne kiseline dovode to nepoželjnih upalnih reakcija [76].

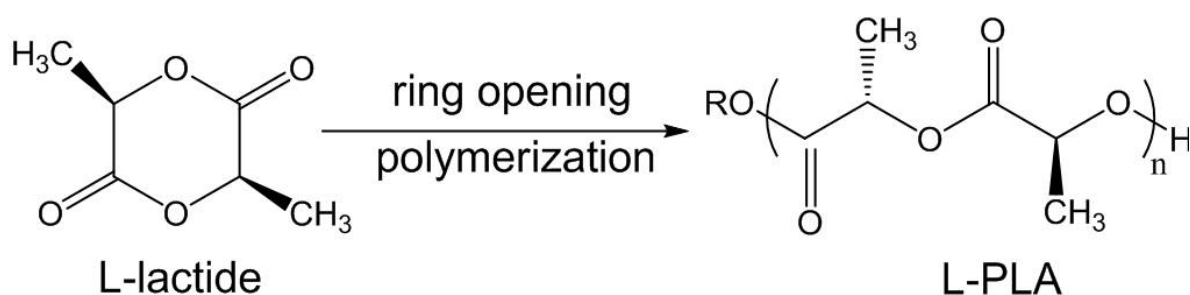
3.2.2. Polilaktična kiselina (PLA)

Polilaktična kiselina se pojavljuje u 4 oblika:

- poli(L-laktična kiselina) (PLLA)
- poli(D-laktična kiselina) (PDLA)
- poli(D,L-laktična kiselina) (PDLLA)
- mezo-poli(laktidna kiselina)

Jedino PLLA i PDLLA su pokazali zadovoljavajuća svojstva što se tiče primjene u biomedicini te su stoga i najviše istraživani od ove skupine biorazgradivih polimera .

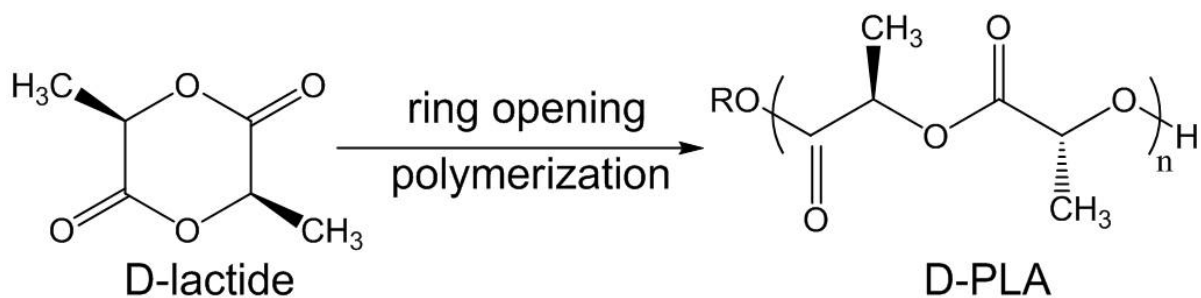
PLLA (slika 20) posjeduje temperaturu staklišta od 60 °C do 65 °C ,temperaturu tališta od 175 °C te modul elastičnosti od 4.8 GPa [77]. Dodatna metilna skupina unutar PLA ima za učinak da je polimer znatno hidrofobniji i otporniji na hidrolizu za razliku od PGA. Zbog velike molekularne mase pokazalo se da PLLA treba i više od 5 godina da se u potpunosti razgradi *in vivo* [78]. PLLA se učestalo koristio u primjenama tkivnog inženjerstva kao što su to fiksatori za koštanu [79], hrskavičnu [80], tetivnu [81], neuralnu [82] te vaskularnu [83] regeneraciju.



Slika 20. Sinteza PLLA [84].

PDLLA (slika 21) je amorfni polimer zbog nasumičnog pozicioniranja svoja dva izometrična monomera unutar polimernog lanca što za posljedicu ima nešto nižu temperaturu staklišta od 55°C do 60 °C te niži modul elastičnosti od 1.9 GPa [74]. Iako posjeduje bolja svojstva razgradljivosti od PLLA, PDLLA-u je još uvijek potrebno više od godinu dana da se potpuno razgradi. PDLLA se uobičajeno koristi kao sloj za dostavu lijekova za neorganske implantate

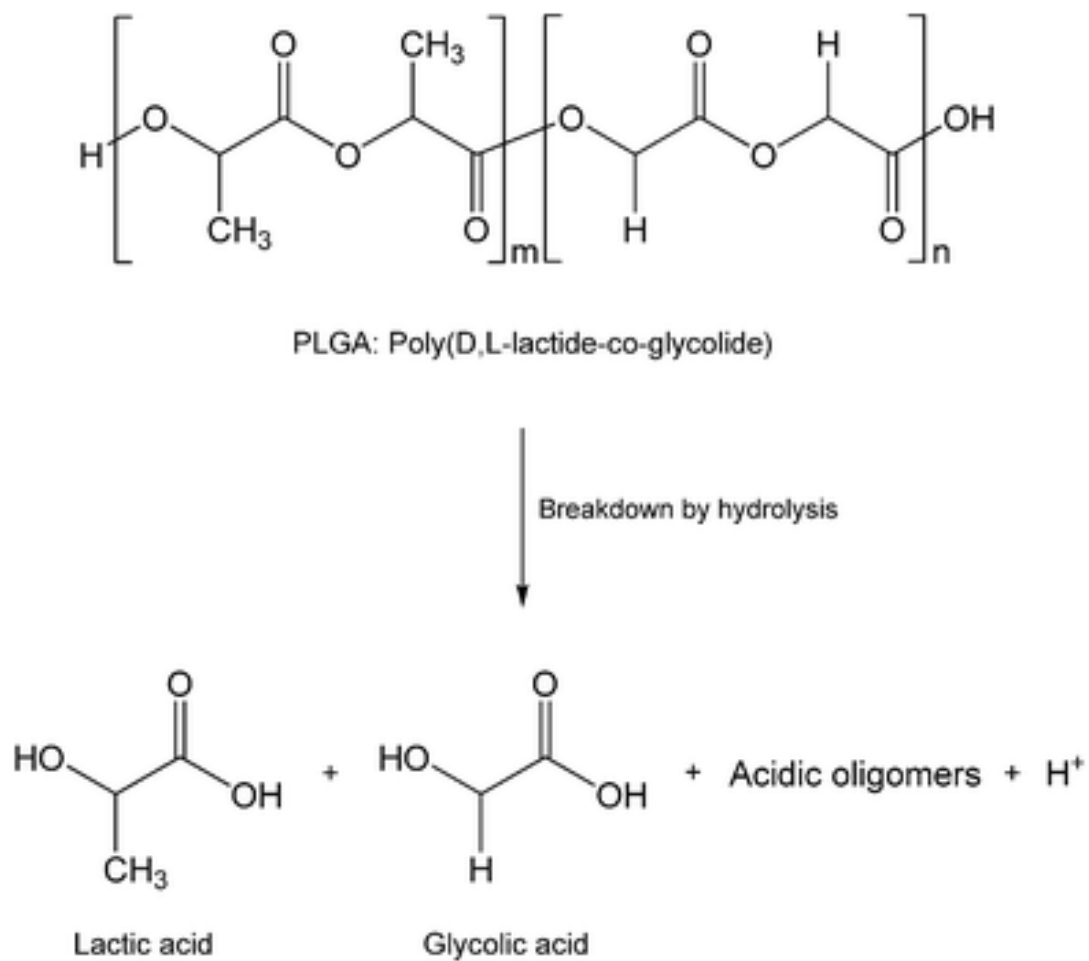
[85] te kao fiksator u tkivnom inženjerstvu [86]. Zajedno sa PLLA se koristi za stvaranje drugih biorazgradivih kopolimera kao što je to primjerice polilaktično-glikolična kiselina (PLGA) [87] koja ovisno o primjeni može iskazivati bolja tražena svojstva.



Slika 21. Sinteza PDLLA [84].

3.2.3. Polilaktično-glikolna kiselina (PLGA)

PLGA (polilaktično-glikolna kiselina) nastaje nasumičnom kopolimerizacijom PLA (u PLLA i PDLLA obliku) sa PGA te je najbolje istraženi razgradljivi polimer za primjenu u medicini, slika 22. Koristi se za šavove, sustave dostave lijeka te kao fiksator u tkivnom inženjerstvu. Jedna od najizraženijih prednosti PLGA je ta da PLA i PGA imaju velike razlike u svojstvima te se stoga pažljivim odabirom sastava PLGA mogu dobiti puno povoljnija svojstva za određenu primjenu. PLGA tvori amorfne oblike koji su hidrolitički nestabilniji u usporedbi sa stabilnijim homopolimerima [88]. To se može vidjeti iz vremena degradacije pojedinih sastava PLGA (PLA:PGA) poput 50:50 PLGA (1-2 mjeseca), 75:25 PLGA (4-5 mjeseca) te 85:15 PLGA(5-6 mjeseca) [89]. Poput PGA i PLA jedno od najznačajnijih svojstava PLGA je mogućnost 3D printanja čime bi se omogućilo printanje kompleksnih oblika za primjenu u medicini što prije nije bilo moguće [90].



Slika 22. Razgradnja PLGA [91].

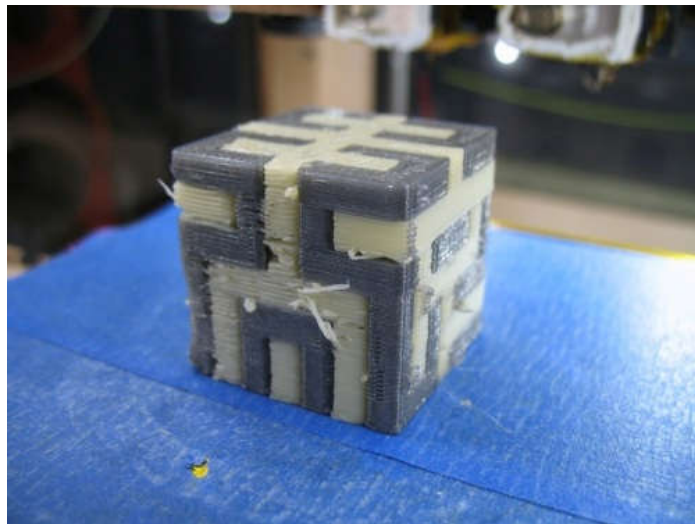
U tablici 2 prikazan je pregled svojstava spomenutih biorazgradivih polimera.

Tablica 2. Pregled svojstava biološki razgradivih polimera [74, 77, 89].

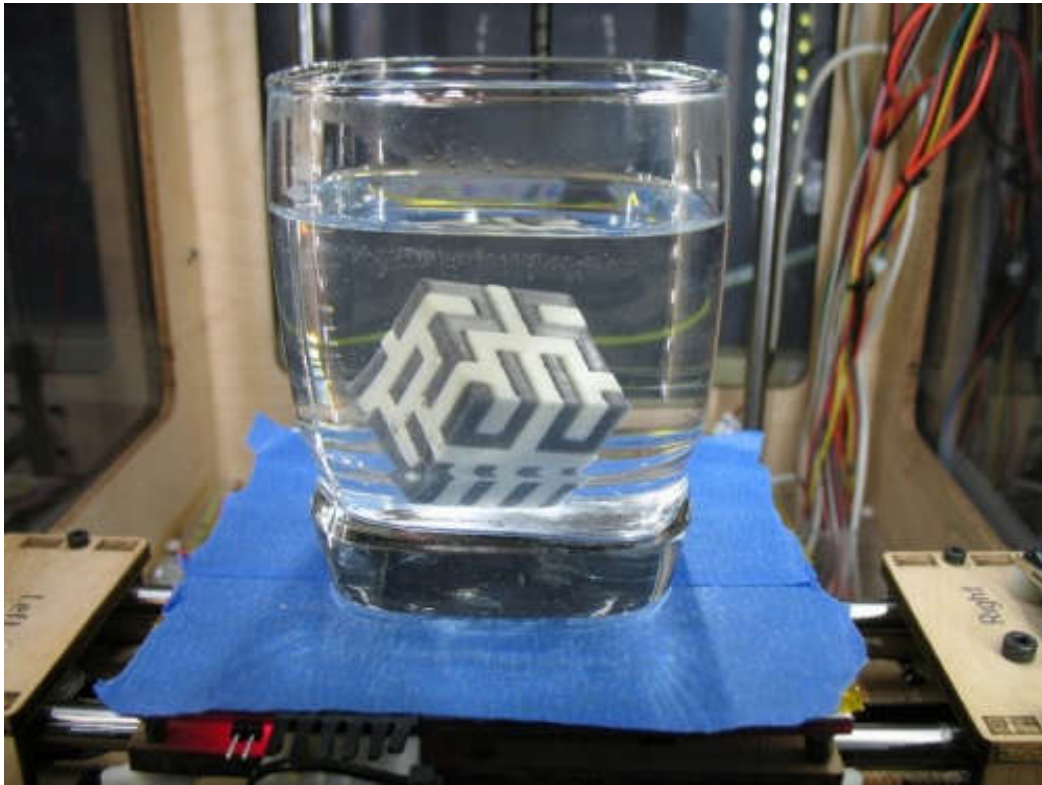
	E , GPa	T_g , °C	T_m , °C	Vrijeme razgradnje , mj.
PGA	7,0	35-40	225-230	<2
PLLA	4,8	60-65	175-180	>48
PDLLA	1,9	55-60	amorfan	>12
PLGA (50:50)	2,0	45-50	amorfan	1-2
PLGA (75:25)	2,0	45-50	amorfan	4-5
PLGA(85:15)	2,0	45-50	amorfan	5-6

3.2.4. Polivinil-alkohol (PVA)

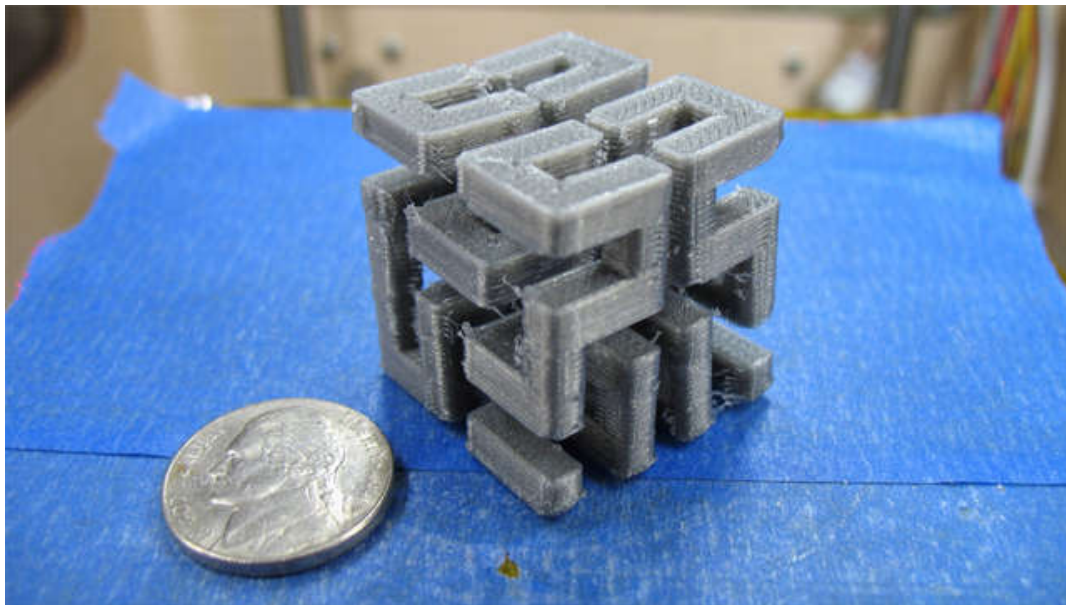
PVA je sintetski polimer koji je topljivi u vodi te stoga nije primjeren za uporabu kao implantat u medicinskoj primjeni. Međutim, zbog T_m od 190 °C moguće ga je upotrijebiti za 3D printanje gdje se koristi kao potpora za printanje struktura koje su za vrijeme printanja izložene opasnosti urušavanja (npr. dijelovi koji slobodno vise u zraku). Razlog primjene PVA kao potpore u 3D printanju je već navedeno svojstvo topljivosti u vodi zbog čega se isprintani predmet jednostavno ubacuje u vodu te se izvadi kad se PVA u potpunosti otopi (slike 23-25). Rezultat toga je predmet sa odgovarajućim strukturnim integritetom kojeg inače ne bi bilo moguće isprintati [92].



Slika 23. Predmet nakon 3D printanja s uporabom PVA [93].



Slika 24. Predmet se ubacuje u vodu kako bi se eliminirao PVA [93].



Slika 25. Predmet nakon vađenja iz vode [93].

4. HIPOTEZA I OPĆI CILJEVI RADA

Ovaj rad temelji se na potrebi za smanjenjem broja invazivnih kirurških metoda korištenih pri klasičnoj trodimenzionalnoj augmentaciji kosti alveolarnog grebena. Klasična tehnika trodimenzionalne augmentacije grebena općenito se sastoji od dva operativna zahvata. Primarno otvaranje služi za unos materijala augmentata i postavljanje dosad najčešće korištene titanijske mrežice koja statički pridržava augmentat i osigurava formu konveksnosti koštanog grebena novom dijelu kosti. Sekundarno otvaranje slijedi nakon završenog perioda stabilizacije augmentata i stvaranja nove kosti, a kako bi se uklonila titanijska mrežica.

Glavna ideja na kojoj se bazira ovaj rad je izbjeći sekundarni operativni postupak korištenjem mrežice od biorazgradivih materijala umjesto mrežice od titanija. Ta mrežica mora očuvati svoja mehanička svojstva dovoljno dugo kako bi pružila pravilnu potporu za materijal augmentata sve dok nije stvoreno dovoljno nove kosti čime augmentat postaje stabilan.

Dodatna prednost razvoja i korištenja mrežica od biorazgradivih materijala je mogućnosti izrade tih mrežica metodom 3D printanja čime se otvara mogućnost njihove individualizacije to jest izrade takvog oblika i dimenzija mrežice kakve odgovaraju svakom pojedinom pacijentu i svakoj pojedinoj situaciji. Navedena individualizacija provodi se preko snimke pacijenata iz CBCT uređaja, na temelju čega se konstruira mrežica u programskim paketima Catia i Creo te se naposljetku dobivene modele mrežice isprinta korištenjem 3D printera.

Ovakav inovativni pristup razvoju mrežica omogućuje pojednostavljenje njihove ugradnje primjenom individualnog, jednokratnog, polimernog alata za pozicioniranje mrežica. Navedeni alat je moguće oblikovati i dimenzionirati pomoću programskih paketa i potom isprintati na 3D printeru individualno za svakog pacijenta.

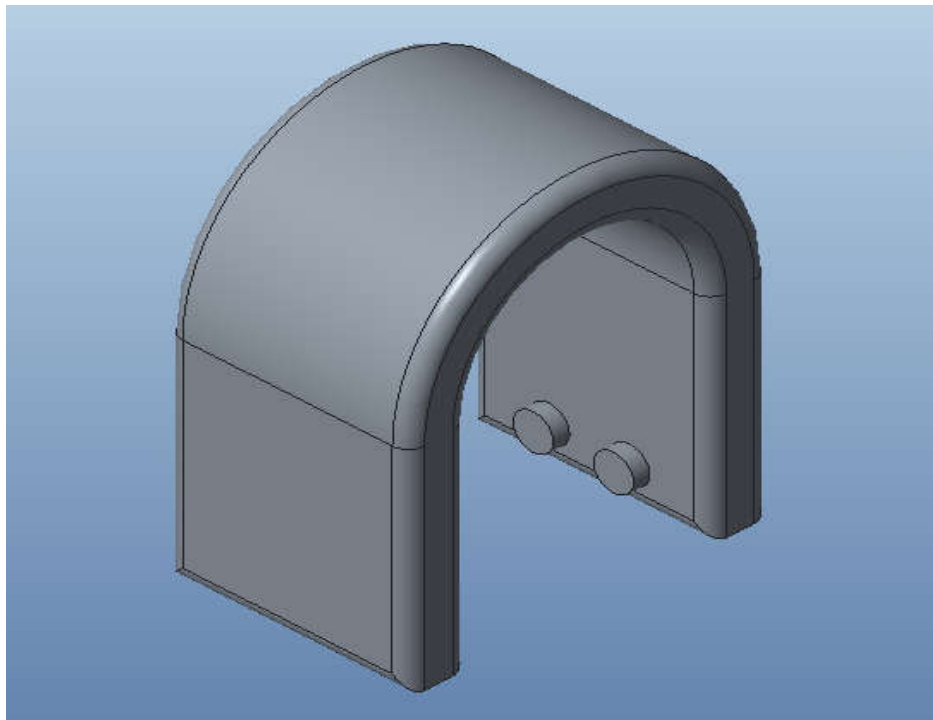
Ovakav pristup ne samo da bi uštedio vrijeme stomatologu prilikom implantacije, već bi olakšao oporavak svakom pacijentu zbog smanjenja invazivnih postupaka. Također, time cijeli postupak pacijentima postaje brži, jednostavniji, bezbolniji ali i financijski prihvatljiviji.

Iako postoje biorazgradivi polimeri, u dosadašnjoj praksi u stomatologiji nitko nije koristio te polimere za izradu konstrukcijskih dijelova tehnologijom 3D printanja te je ovo jedan od prvih radova u kojima se obrađuju takve mogućnosti.

5. RAZRADA KONSTRUKCIJE MREŽICE I ALATA

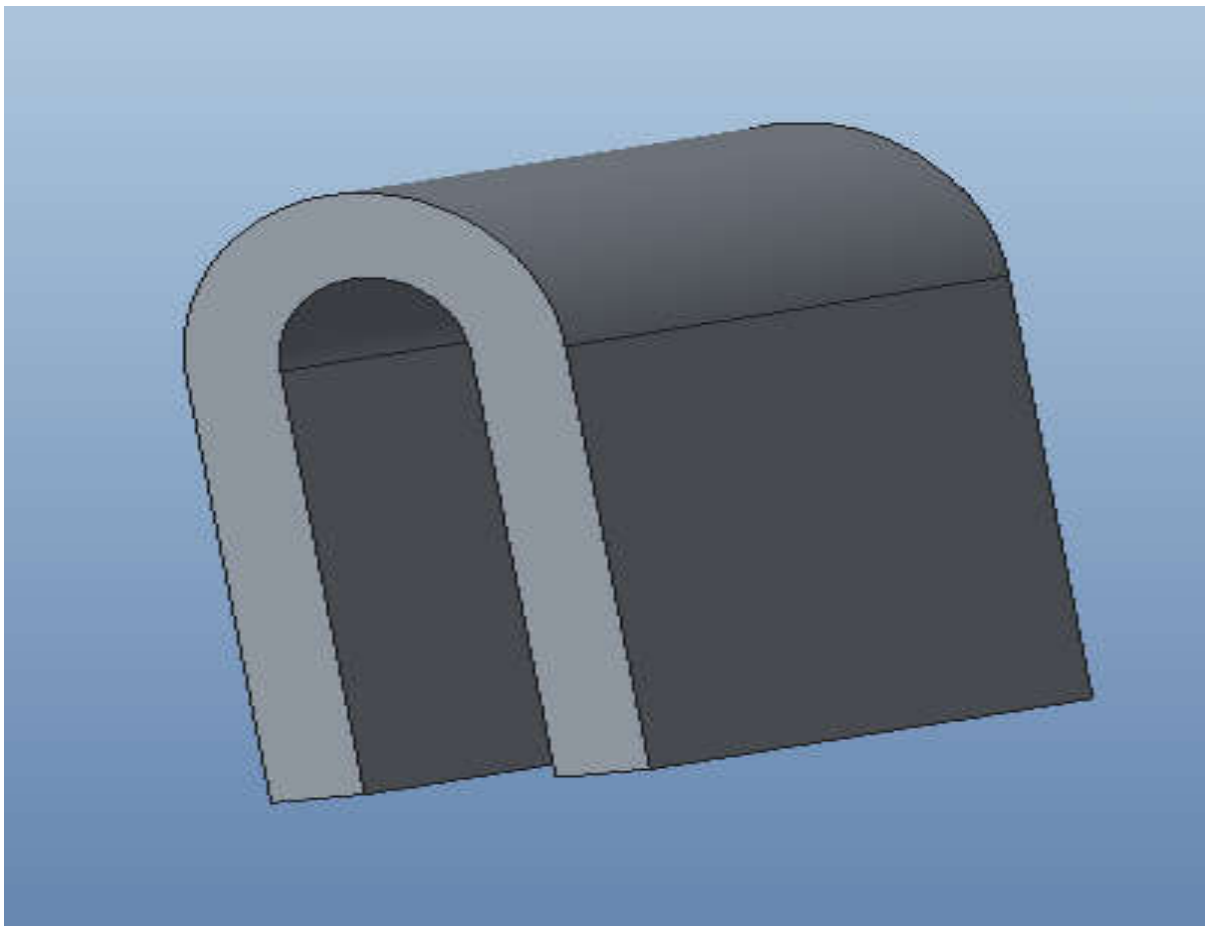
5.1. Idejno rješenje

Pri konstrukciji polimerne mrežice za augmentaciju mora se voditi računa da će sama mrežica biti postavljena na čeljust pacijenta i stoga mora biti prilagođena za svakog pacijenta individualno te se mora učvrstiti kako ne bi došlo do pomaka. Sljedeći primjeri pokazat će kako u općem slučaju izgleda sama mrežica, načine pričvršćivanja same mrežice za čeljust kao i alat za navođenje pomoću kojega stomatolog koji obavlja zahvat može precizno pripremiti mjesta za pričvršćivanje. Mrežica će biti izrađena metodom 3D printanja te stoga može poprimiti kompleksnije oblike od onih koji se mogu dobiti konvencionalnim obradama. Zbog same tehnologije proizvodnje mrežice potrebno je tu mrežicu prethodno modelirati u nekome 3D CAD programskom paketu. Za izradu općeg modela korišten je program CREO Parametric. U njemu je izrađen i model alata za navođenje pomoću kojega stomatolog buši provrte u čeljusti pacijenta i pričvršćuje mrežicu. Zbog prirode mjesta na kojemu se mrežica nalazi (usne šupljine) potrebno je na neki način pričvrstiti mrežicu za kost čeljusti jer ako se ne pričvrsti može doći do pomicanja mrežice zbog opterećenja uzrokovanih pomacima prilikom govora ili žvakanja hrane kao i izravnih mehaničkih opterećenja od strane hrane. Na slici 26 prikazano je idejno rješenje izgleda biorazgradive mrežice.



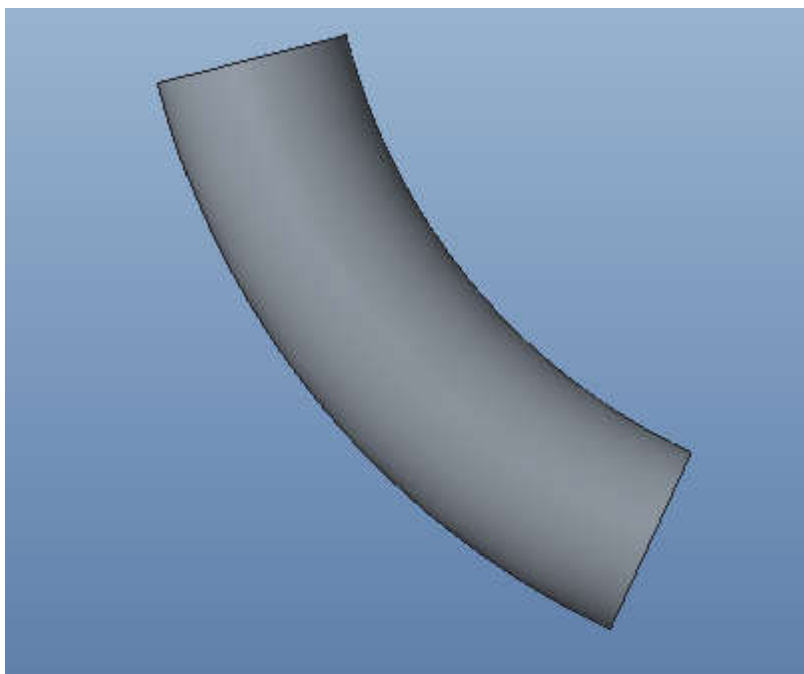
Slika 26. Idejno rješenje mrežice.

Sama mrežica je lučnoga oblika. Taj oblik je potreban da bi se kost nakon procesa augmentacije mogla oblikovati kao i ostatak kosti koji je „zdrav“ to jest nije bio zahvaćen samim postupkom. Također je vidljivo da je debljina same mrežice manja od duljine i visine. Razlog tomu je taj što se preko mrežice mora ponovno navući zubno meso i ostalo tkivo koje je bilo uklonjeno prilikom pripreme za ugradnju. Ako je mrežica predebela može se dogoditi da se tkivo koje je uklonjeno ne može vratiti na svoje mjesto te zbog toga propada cijela operacija. Mora se uzeti u obzir da polimerni materijali imaju puno manju čvrstoću od titanija koji je do sada korišten pa se zbog toga ne može primijeniti mrežice premalih debljina. Također polimer koji bi se ugrađivao u ovome postupku bio bi biorazgradiv to jest kroz neko vrijeme bi slabila njegova svojstva i sami polimer bi smanjivao svoj volumen dok se potpuno ne resorbira. Također su na slici 26 vidljiva i dva mala zatika koja služe za pričvršćivanje mrežice na kost čeljusti. Na slici 27 prikazana je druga verzija same mrežice koja ima ravni profil i veću duljinu.

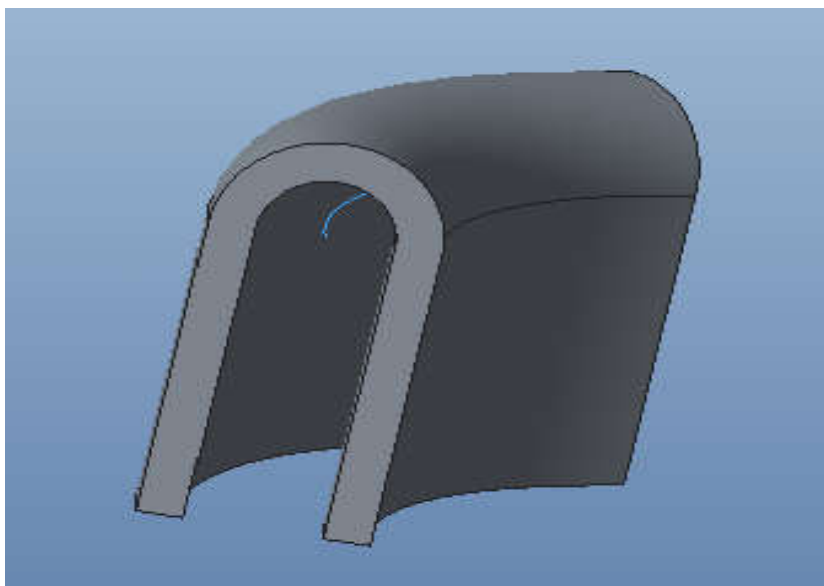


Slika 27. Druga verzija konstrukcije mrežice.

Zbog potrebe da se implantati ugrade umjesto više zuba koji su trebali biti jedan iza drugoga može se upotrijebiti dulja mrežica te tako obuhvatiti više mjesta odjednom. Sama mrežica je modelirana za one zube koji se nalaze bliže kraju čeljusti. Također je individualna za svakoga pacijenta. Slike 28 i 29 prikazuju zakrivljenu mrežicu.



Slika 28. Tlocrt zakrivljene mrežice.

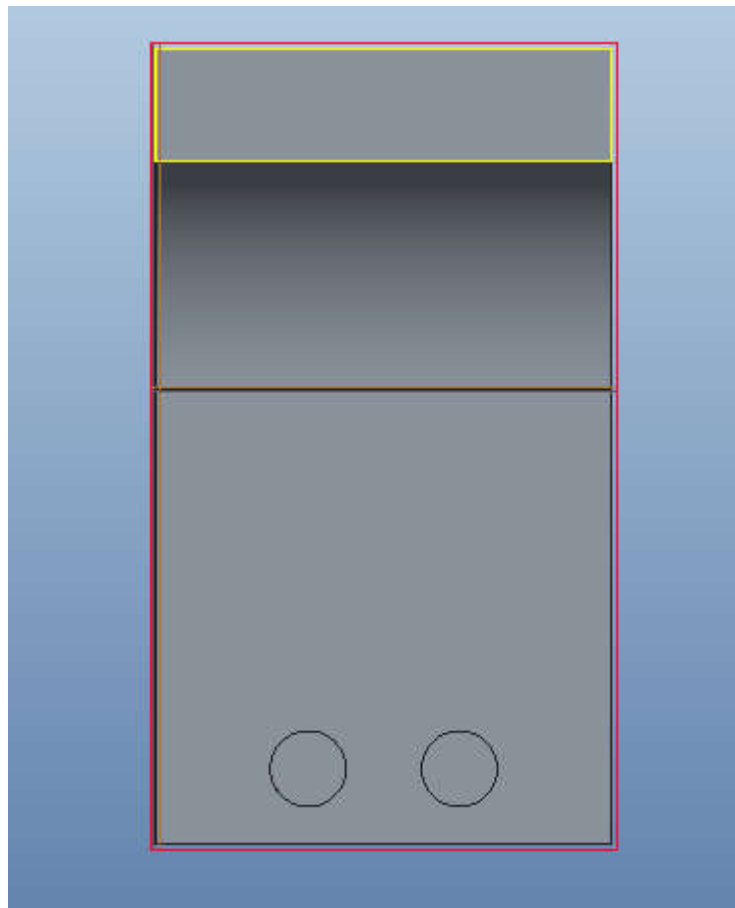


Slika 29. Prostorni pogled na zakrivljenu mrežicu.

Kao što je vidljivo na prethodnim slikama sama mrežica ne mora biti ravna nego se može oblikom i veličinom prilagođavati bilo kojem položaju u čeljusti. Mrežica prikazana na prethodnim slikama prikladna je za prednji dio čeljusti.

Cilj zamjene titanijske mrežice je individualizacija oblika same mrežice kao i načina vezivanja mrežice za kost čeljusti te zamjena bilo kojeg metalnoga dijela koji se naknadno mora uklanjati iz organizma i samim time podvrgavati pacijenta novome operativnom zahvatu. Stoga je potrebno i prilagoditi načine pričvršćivanja mrežice za kost. Tijekom razrade ideje analizirana su dva rješenja učvršćenja mrežice za kost.

Na slici 30 prikazana je verzija pričvršćivanja mrežice za kost pomoću zatika koji ulaze u provrte izbušene na samoj kosti.

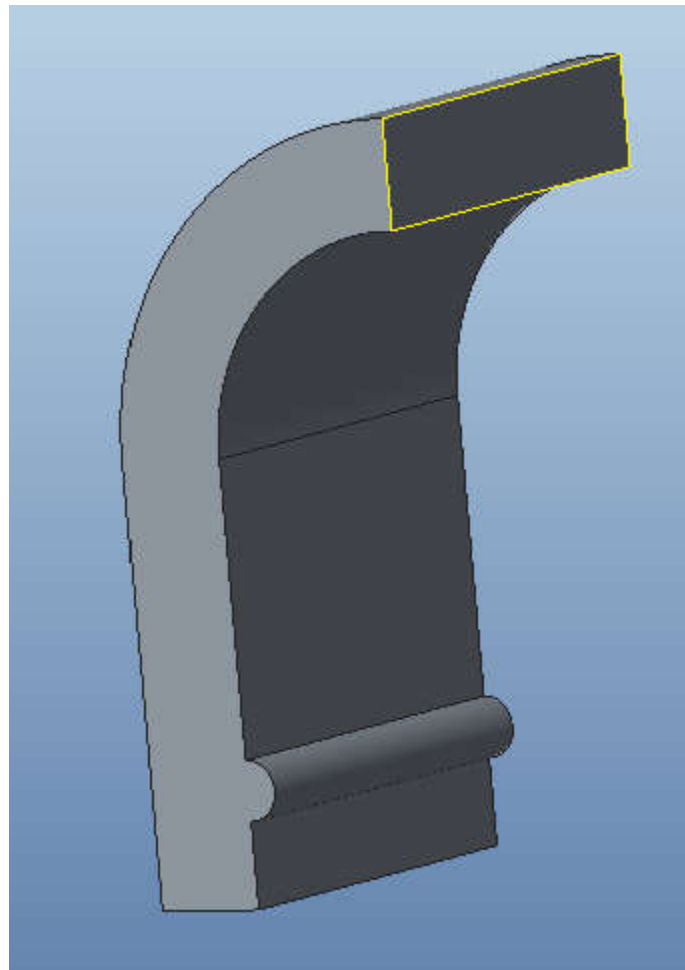


Slika 30. Položaj zatika za pričvršćivanje na mrežici.

Zatiki su manjih dimenzija od debljine mrežice te ne ulaze preduboko u kost. Sami položaj zatika kao i broj te veličina su individualni to jest prilagođavaju se za svakoga pacijenta

posebno. Zbog toga se mrežica može u potpunosti osigurati od pomaka bez da se koriste metalni dijelovi koji se kasnije moraju uklanjati novim operativnim zahvatom.

Verzija učvršćenja mrežice na kost može se ostvariti i uzdužnim poluvaljkom, slika 31.



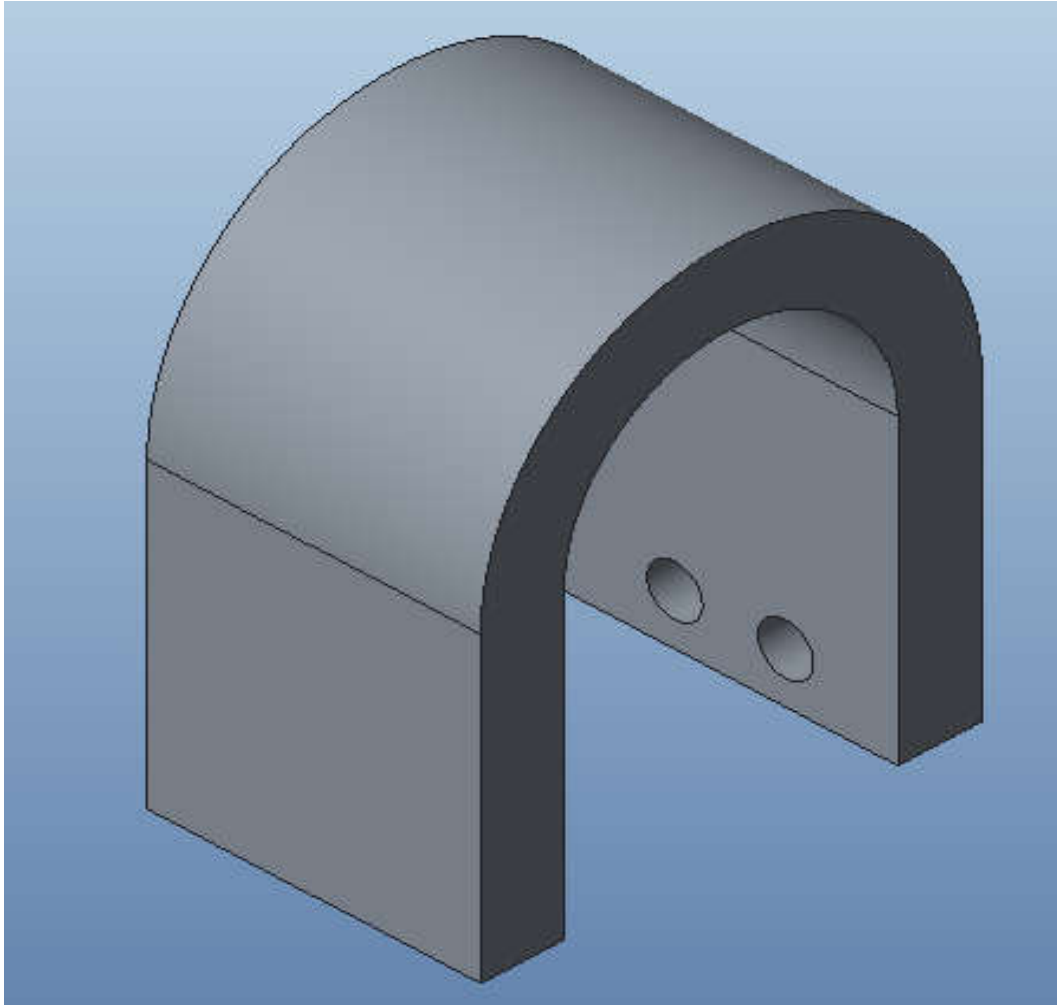
Slika 31. Prostorni pogled na vezu poluvaljkom.

Za razliku od prethodnoga oblika povezivanja ovaj ima manje dubine prodora u kost kao i lakše postavljanje. Također i svi drugi oblici pričvršćivanja se mogu primijeniti ako to situacija dopušta te je poželjno prilagoditi sam način povezivanja prema pacijentu da se umanju mogućnost pogreške kao i samu traumatu prilikom operativnoga zahvata.

5.2. Alat za navođenje

Budući da je način vezivanja ovisan o preciznosti to jest ako se pacijent krivo pripremi i krivo probuše provrti ili utori propada sama mrežica kao i operativni zahvat. Stoga je potrebno uz samu mrežicu dostaviti i alat za bušenje provrta i utora. Alat se priprema za svakog pacijenta posebno i usklađuje se s mrežicom. Alat je potrebno prilagoditi u ovisnosti o obliku same mrežice kao i mjestu na koje se postavlja sama mrežica. Pri tome je poželjno da osoba koja izvodi operativni zahvat bude uključena u ovu fazu kako bi se što više izbjegla mogućnost pogreške. Također treba uzeti u obzir da je prostor u kojem se obavlja zahvat ograničen i skučen te kretnje alata trebaju biti unaprijed isplanirane da ne bi došlo do toga da se svrdlom ne može pristupiti dijelu čeljusti gdje se želi probušiti provrt ili utor za povezivanje. Za razliku od mrežice on ne mora biti od biorazgradivog polimera jer se u ustima pacijenta nalazi samo kratko vrijeme. Također može biti izrađen i konvencionalnim metodama obrade kao i CNC rezačicama.

Analizom predloženih verzija alata i razgovorom sa liječnicima odlučeno je da je verzija alata sa zaticima pogodnija za ovu primjenu, jer je jednostavnija za napraviti, lakše je pripremiti rupe na kostima te osigurava veću stabilnost same mrežice tijekom primjene. Na slici 32 je prikazana inačica alata za navođenje.



Slika 32. Primjer alata za navođenje.

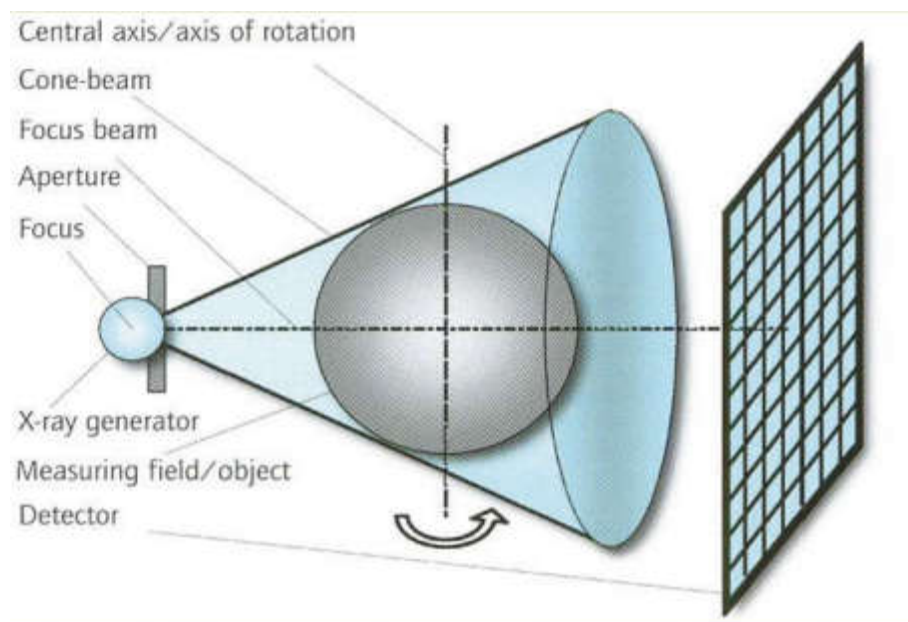
Ovaj se alat ne razlikuje u obliku od same mrežice ali umjesto zatika koji idu u kost ima provrte. Naime ovaj se tip alata postavlja na isti način kao i mrežica te stomatolog kroz rupice koje su probušene u samom alatu buši kost pacijenta. Nakon što su provrti ili utori (ovisno o načinu pričvršćivanja) probušeni alat se miče i na njegovo mjesto dolazi mrežica koja bi, ako je sve pripremljeno u skladu s 3D modelom, trebala savršeno sjesti na mjesto. Alat mora biti izrađen točno po mrežici, a mrežica po samoj čeljusti. Ako taj uvjet nije zadovoljen cijela prethodna procedura kao i sama proizvodnja mrežice i šablone propada, a pacijent je izložen dodatnoj traumi ponovne operacije ili izvođenja dosadašnje metode učvršćivanja augmentata.

6. KONSTRUKCIJA BIORAZGRADIVE MREŽICE

6.1. Prevođenje CBCT snimaka u format za rad u CAD programskom paketu

Implantat za primjenu u medicini mora svojim oblikom i dimenzijama odgovarati tkivu u koje će se ugrađivati, ali kako u većini slučajeva nije moguće oblikovanje implantata direktno na ciljano tkivu potrebno je da se on izradi već prije samog operacijskog zahvata. Da bi to bilo moguće moraju se unaprijed znati oblik i dimenzije tkiva na koji će se ugrađivati, a u današnjoj modernoj medicini to je moguće ostvariti pomoću uređaja kao što je CBCT.

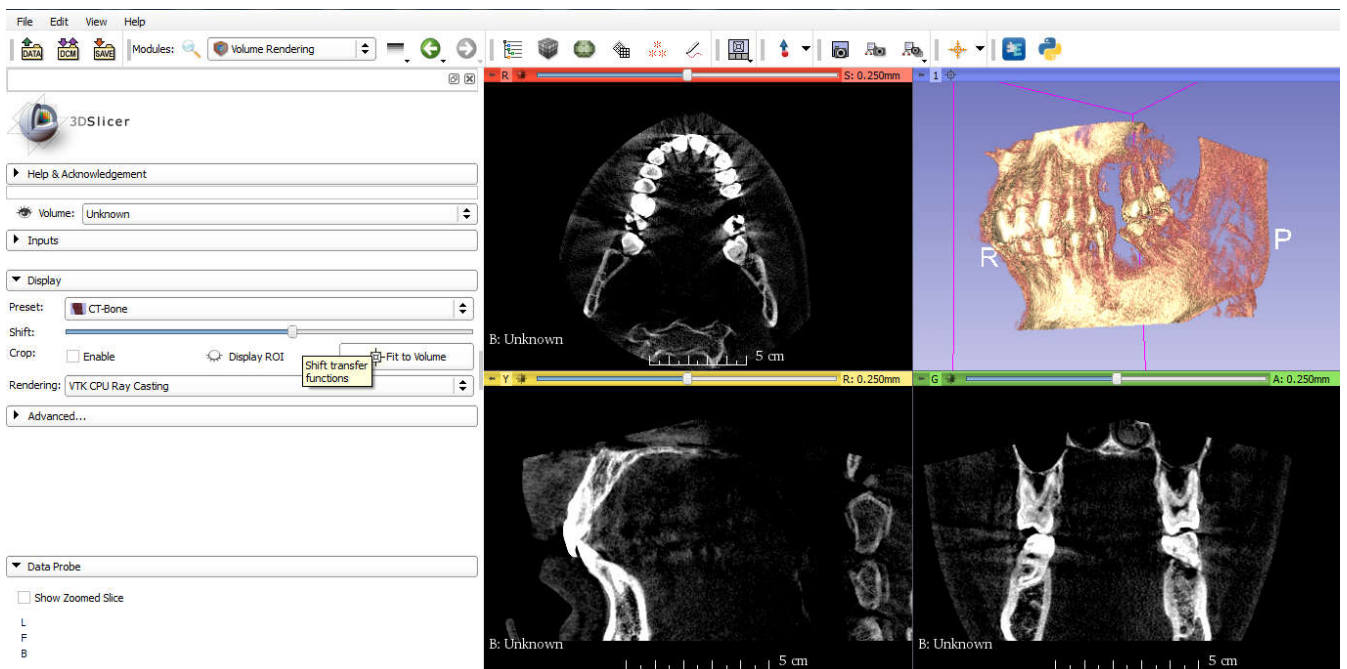
CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*) je tehnološko dostignuće moderne digitalne radiologije. Za razliku od klasičnog CT-a značajno je manji i jeftiniji pa mu je i zbog toga dostupan velikom broju ordinacija. Kao i svaki CT uređaj, CBCT se sastoji od izvora rendgenskih zraka i detektora koji je fiksiran na pokretno postolje. Za razliku od klasičnog CT-a, CBCT ima divergentni odnosno konični izvor ionizirajućeg zračenja i posebni dvodimenzijski detektor (slika 33). Sa svojim konično usmjerenim rendgenskim zračenjem, CBCT pokriva cijelu željenu regiju i dovoljna je jedna cirkularna rotacija, koja traje manje od 30 sekundi, da se prikupe podatci za stvaranje trodimenzionalne snimke [94].



Slika 33. Princip rada CBCT uređaja [94].

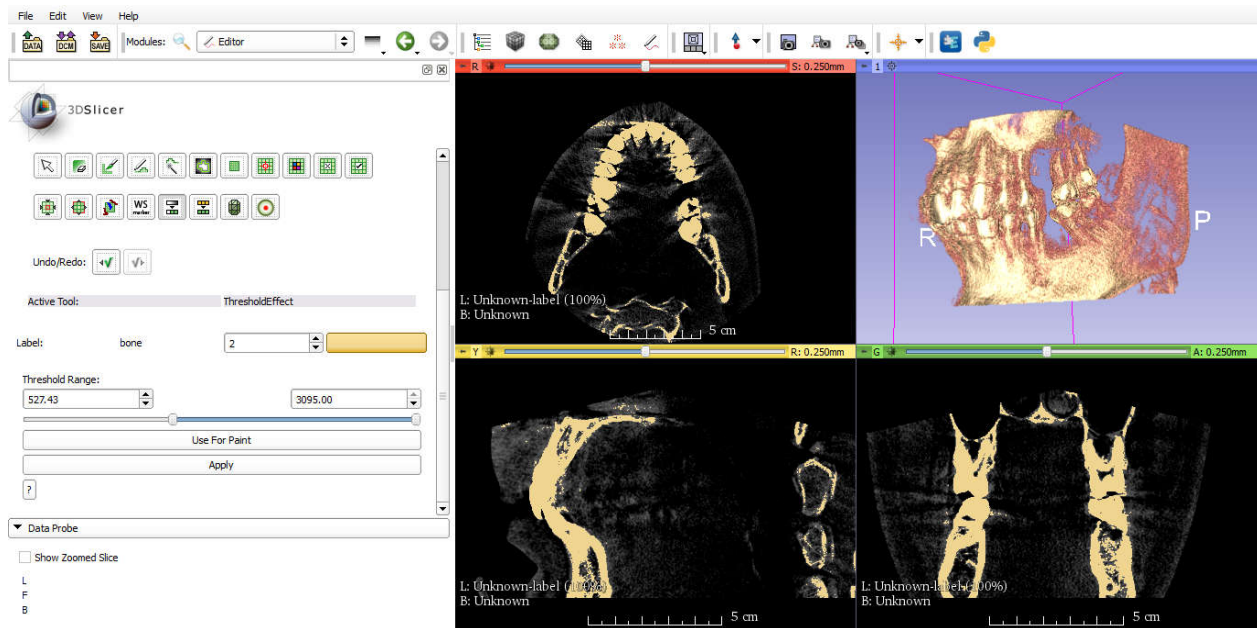
Nakon što se snimi željena regija pomoću CBCT-a potrebno je dobivene slike spremi u DICOM formatu. DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) standard se koristi u medicini za spremanje, rukovanje, printanje te međusobnu razmjenu slika dobivenih snimanjem pacijenata. Međutim, takav format nije pogodan za izradu implantata u CAD programskim paketima te je stoga potrebno prevesti dobivene slike u pogodan format pomoću dodatnih programskih paketa. Za tu svrhu korišteni su besplatni programski paketi Slicer, Blender i Meshmixer.

Prvi korak k stvaranju pogodnog formata je otvaranje dobivenog DICOM formata pomoću programskog paketa Slicer pomoću kojeg je moguće pregledavati 2D slike dobivene CBCT-om kao i sami 3D prikaz čeljusti, slika 34.



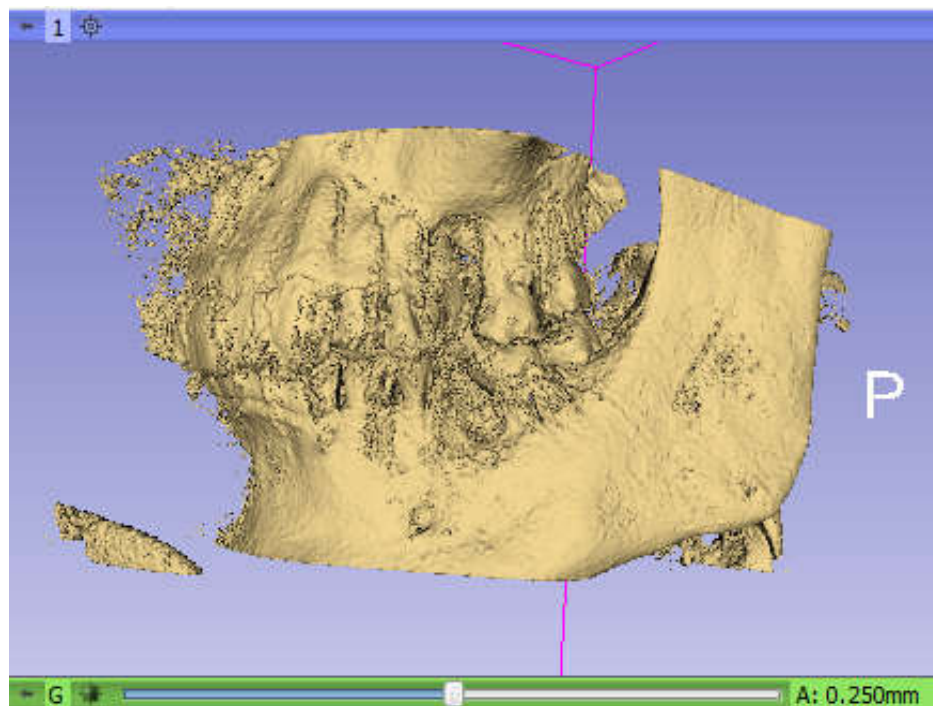
Slika 34. Otvaranje DICOM formata pomoću Slicer-a.

Sljedeći korak je filtracija u odnosu na gustoću tkiva na način da se iz 3D prikaza eliminira mekano tkivo te da se sačuva prikaz koštanog tkiva i zubi. Sačuvano tkivo se može vidjeti na slici 35 kao osvijetljeni dijelovi na 2D površinama.



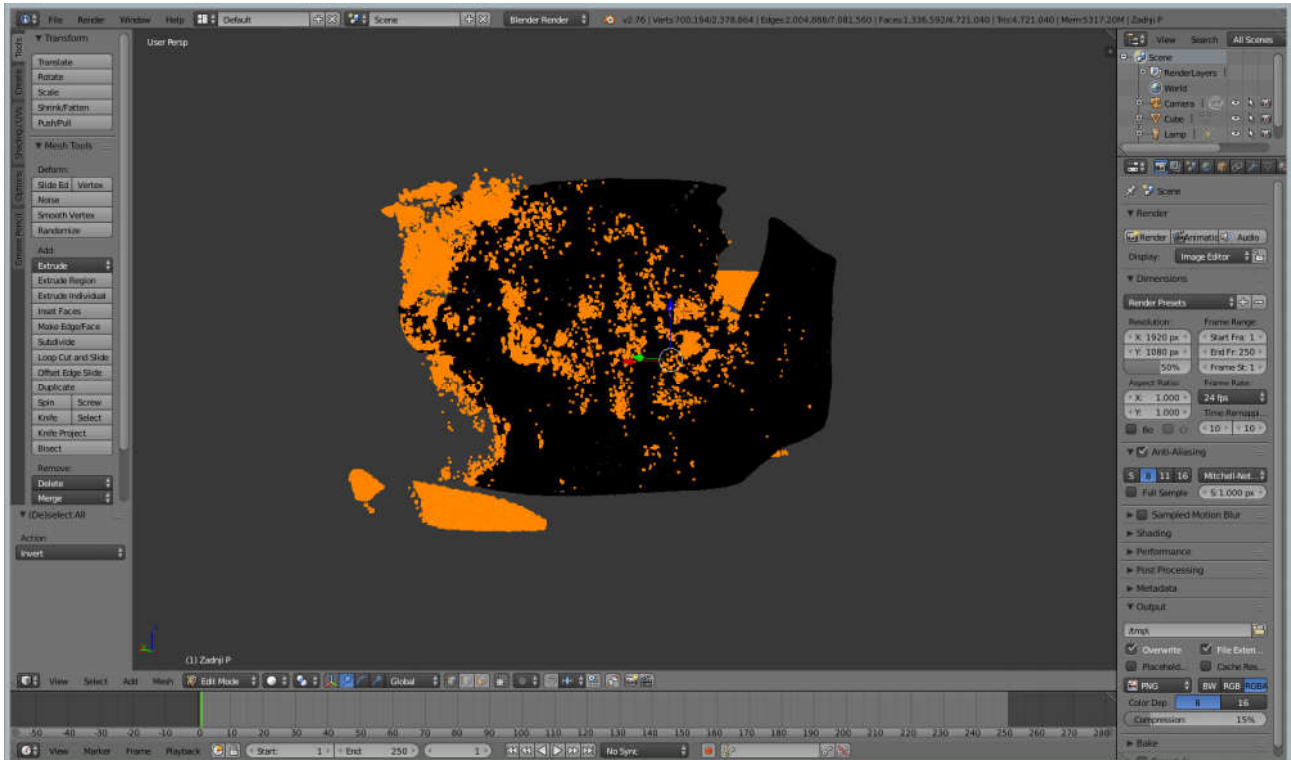
Slika 35. Filtracija tkiva po gustoći.

Kada je postignuta željena filtracija po gustoći tkiva potrebno je osvijetljene konture pretvoriti u površinu (slika 36) koja se zatim sprema kao .stl datoteka koja bi se već mogla koristiti u CAD programskim sustavima. Međutim, prilikom stvaranja površine dolazi do određenih pogrešaka koje je potrebno eliminirati drugim programskim paketom.



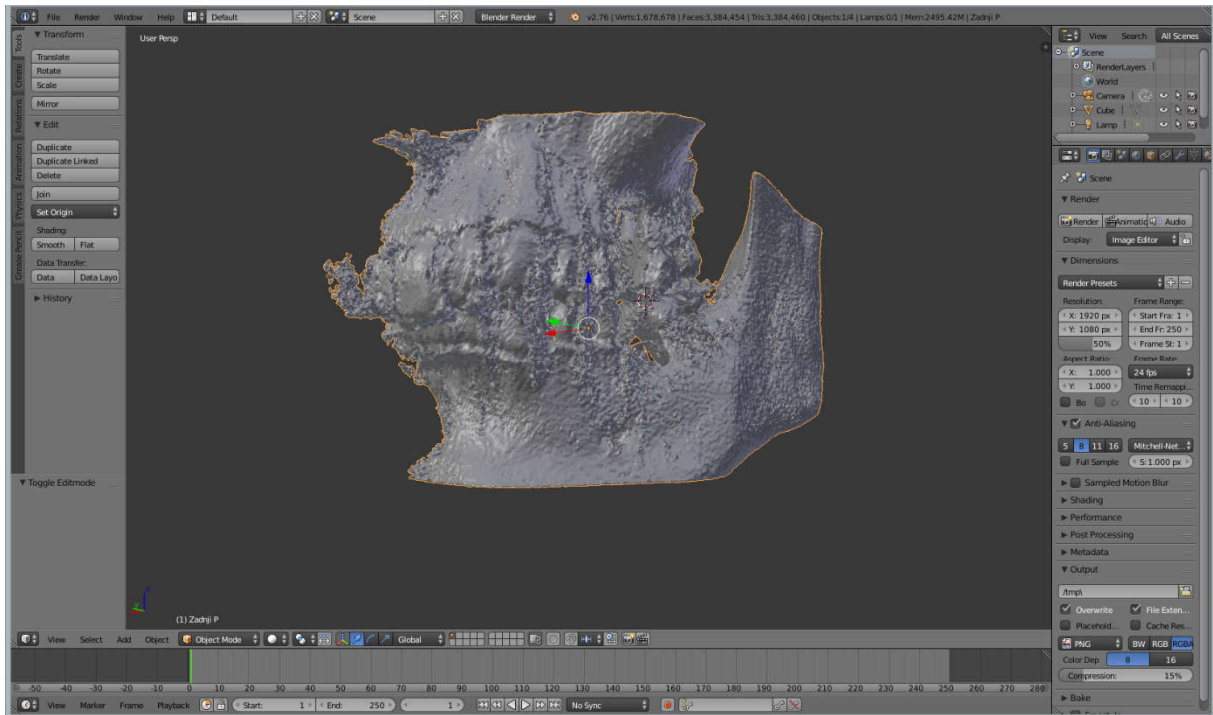
Slika 36. Stvaranje površine na konturi čeljusti pomoću Slicer-a.

Za eliminaciju spomenutih greški koristi se programski paket Blender u kojem se najprije eliminiraju čestice koje nisu povezane sa čeljusti, a rezultat su filtracije po gustoći tkiva. Nepovezane čestice se mogu vidjeti na slici 37 kao osvijetljeni „lebdeći otočići“.

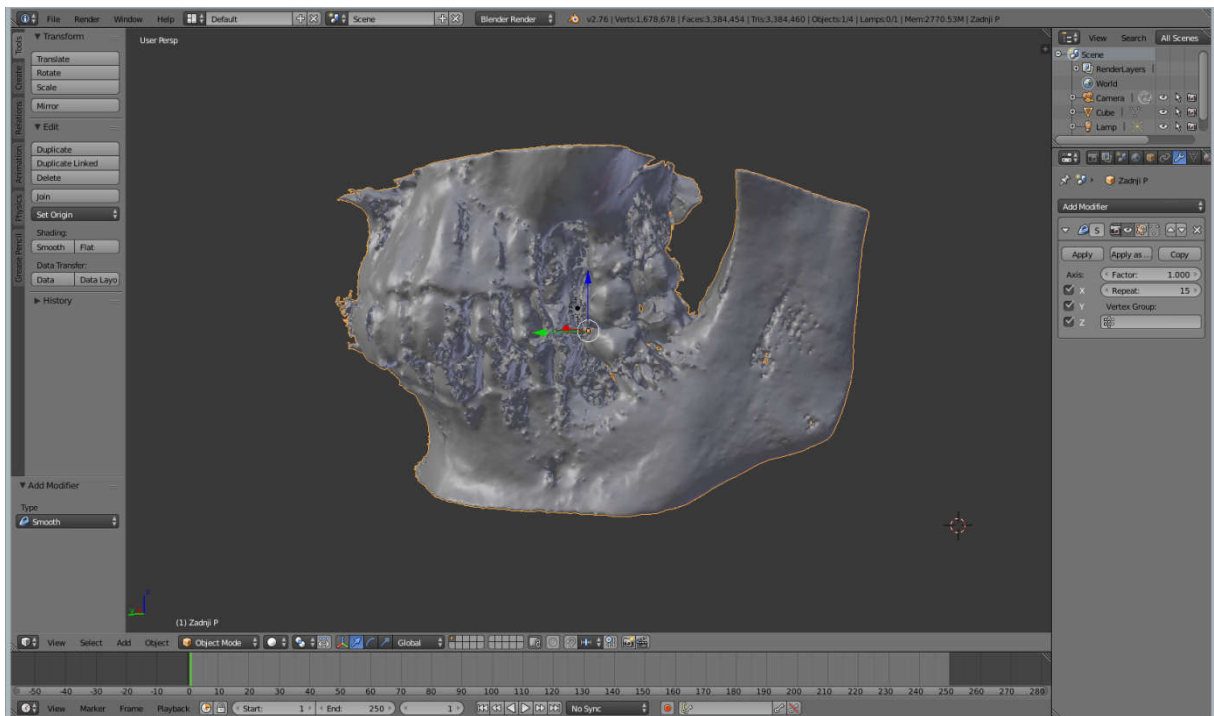


Slika 37. Eliminiranje nepovezanih čestica sa glavne čeljusti.

Nakon eliminacije nepovezanih čestica ostaje samo čeljust koja ima površinu grubog izgleda (Slika 38). Radi lakšeg daljnjeg rada ta površina će se izgladiti čime će se ujedno i dobiti realniji izgled površine (Slika 39).

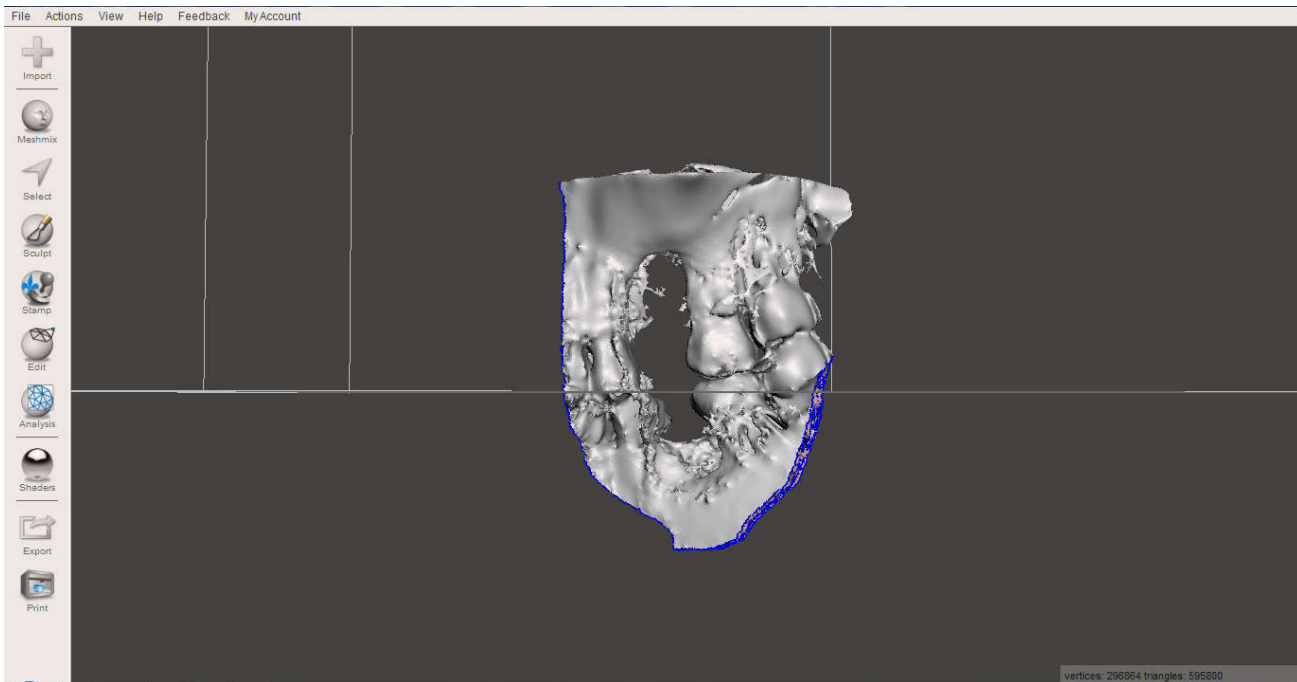


Slika 38. Čeljust nakon uklanjanja nepotrebnih čestica (gruba površina).



Slika 39. Površina čeljusti nakon zaglađivanja.

Promjene napravljene u Blenderu se zatim spremaju te se prepravljena čeljust otvara pomoću programskog paketa Meshmixer koji se koristi da se obriše cijela čeljust osim uskog dijela oko grebena za koji će se kasnije oblikovat implantat (Slika 40). Razlog tome je da se smanji ukupna veličina datoteke čime se omogućuje kasnije puno brži rad u CAD programskim paketima.



Slika 40. Izdvajanje dijela čeljusti na kojem će se izrađivati implantat.

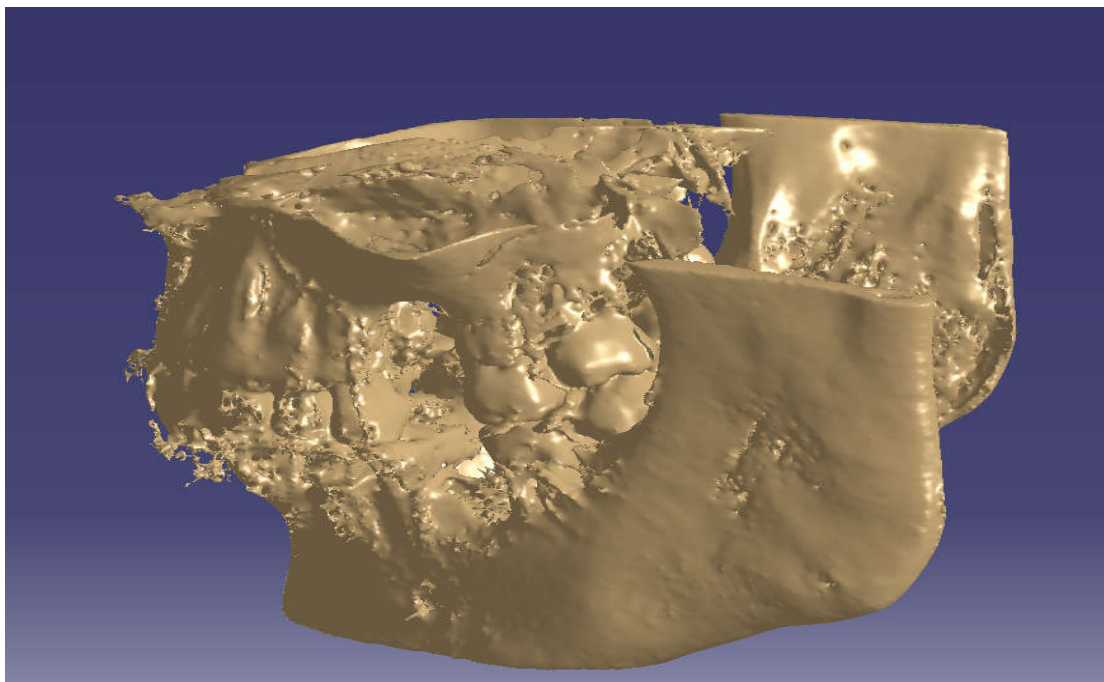
Posljednji korak je spremanje promjena kao .stl datoteka koja se zatim može koristiti dalje u CAD programskim paketima kao kalup za izradu implantata.

6.2. CAD/CAM

CAD/CAM (*Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture*) sustav ulazi u stomatologiju godine 1989. nastankom uređaja CEREC (eng. *CEramic REConstruction*) za izradu *inlay*, *onlay* i estetskih faseta u ordinaciji tijekom jednog posjeta. Pritom se ne provodi klasičan otisni postupak već postupak optičkog “otiska” i terapeutove vlastite procjene oblika i veličine inleja, onleja ili fasete. Razvitkom tehnološkog postupka postignuta je potpuna integracija svih faza izradbe, te taj sustav godine 1996. postaje CAD/CIM (*Computer Aided Design / Computer Integrated Manufacturing*) [57-60].

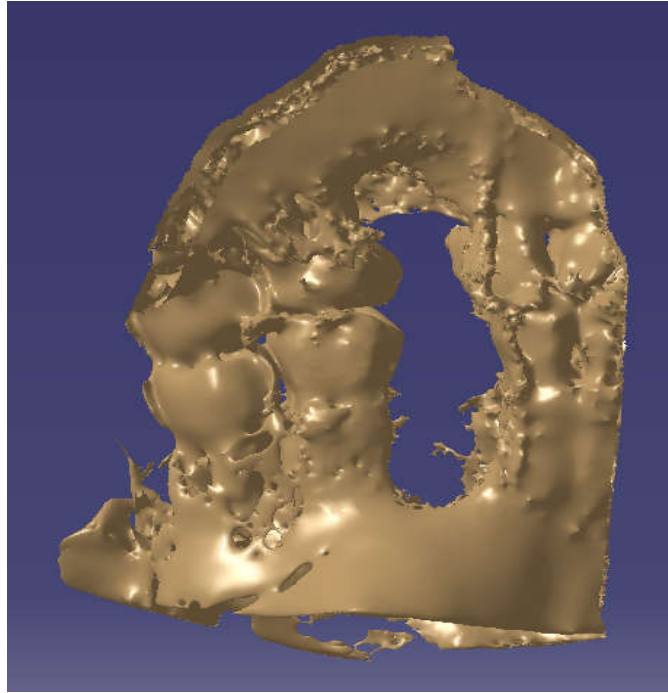
Catia je CAD program, proizvođača Dassault Systemès. Catia V5 R21 korištena je prilikom konstruiranja biorazgradive mrežice. Sama mrežica imat će vrlo složeni oblik budući da mora pratiti konturu čeljusti i točno odgovarati traženom području nadogradnje.

U ovom slučaju radi se o pacijentu kojemu nedostaje zub na stražnjem lijevom djelu gornje čeljusti. Slika 41 prikazuje početni model uvezen u Catia-u.

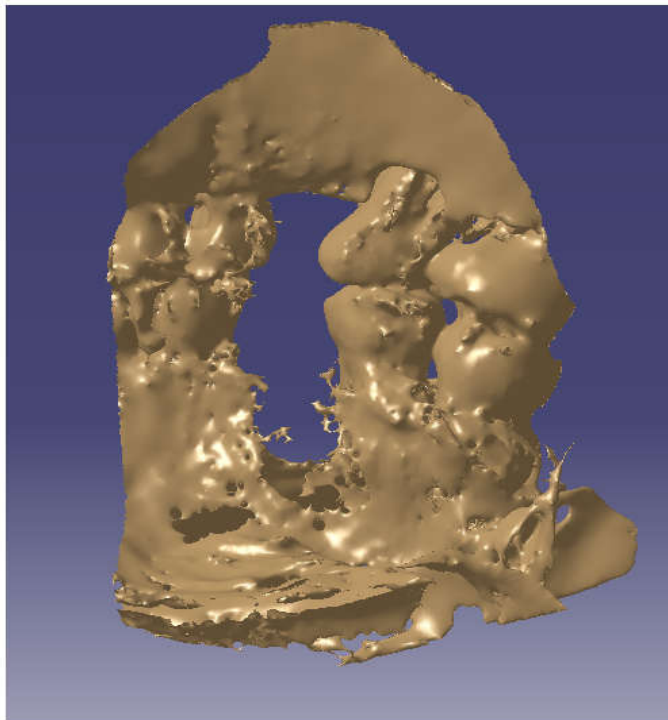


Slika 41. Model čeljusti.

Navedeni model je izrezan na područje gdje nedostaje zub i kost potrebna za ugradnju implantata. Na slikama 42 i 43 prikazano je područje augmentacije sa unutarnje i vanjske strane čeljusti.

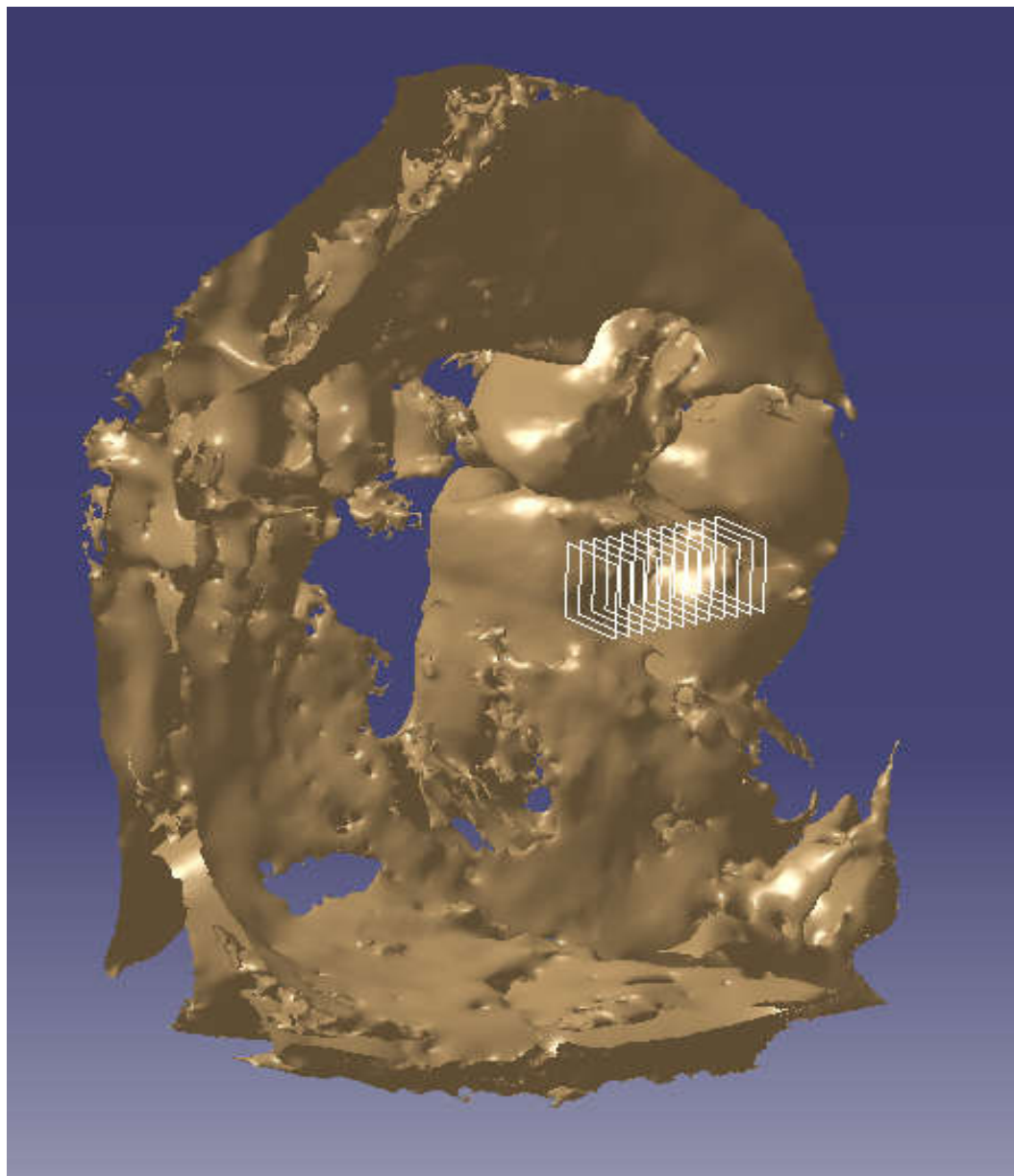


Slika 42. Vanjski pogled na mjesto ugradnje implantata.



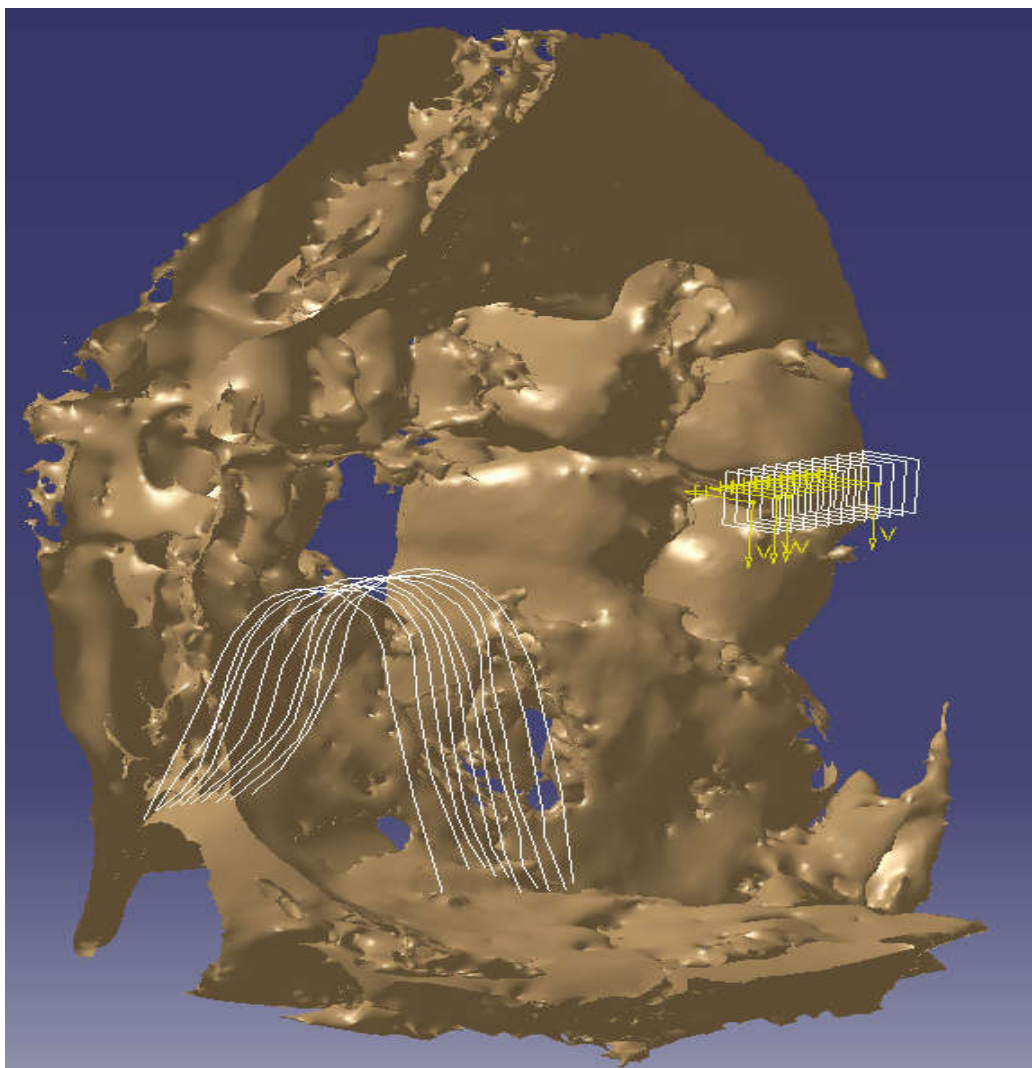
Slika 43. Unutarnji pogled na mjesto ugradnje implantata.

Kao početak samog konstruiranja mrežice kreirano je deset ravnina koje možemo ilustrirati na slici 44. Tih deset ravnina kreirano je točno na mjestu nadolazećeg augmentata, pri čemu je razmak između ravnina jedan milimetar.



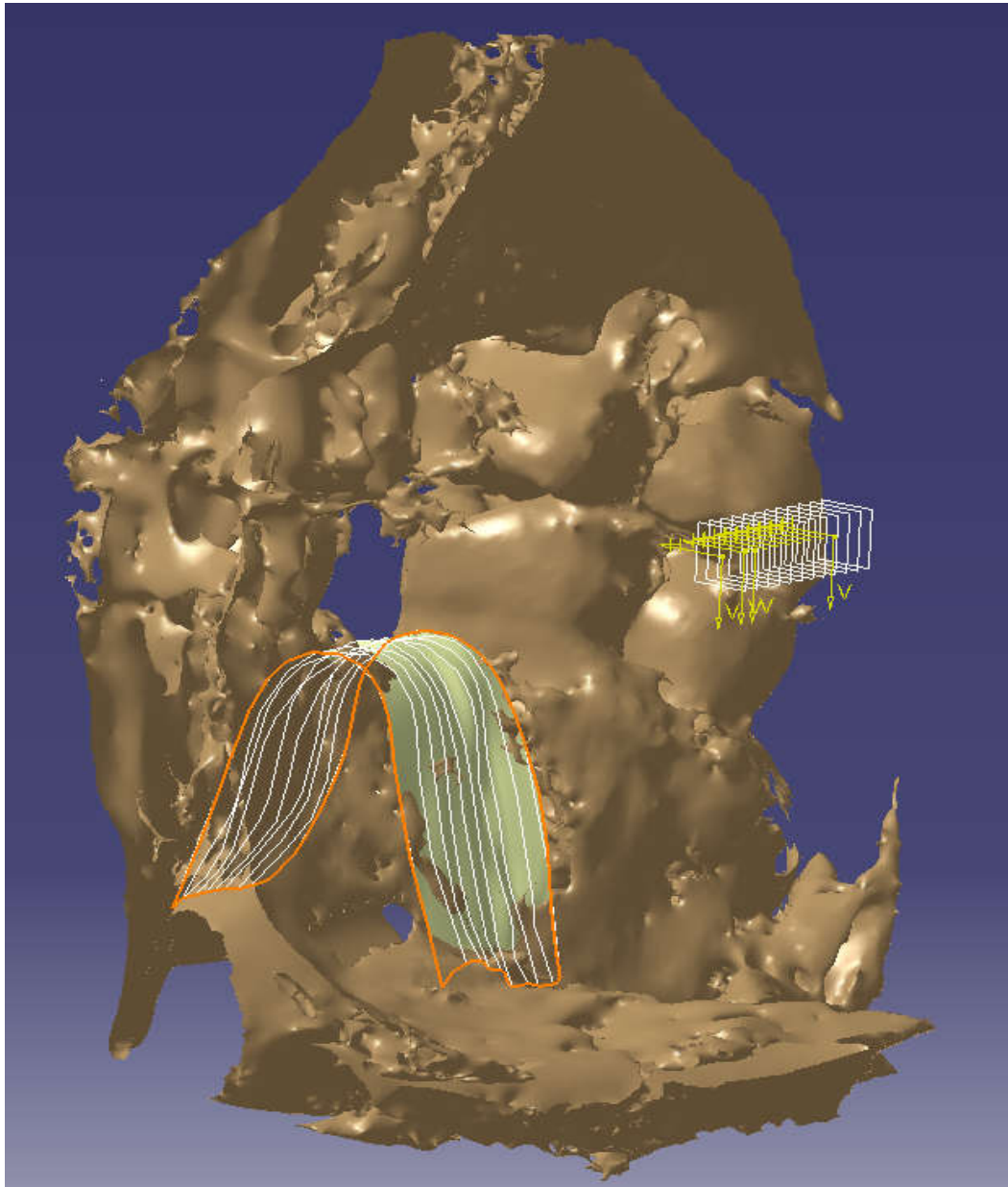
Slika 44. Prikaz ravnina na grebenu.

Na slici 45 može se vidjeti kako je kroz više točaka na svakoj ravnini povučena Spline krivulja koja prati konturu same čeljusti.



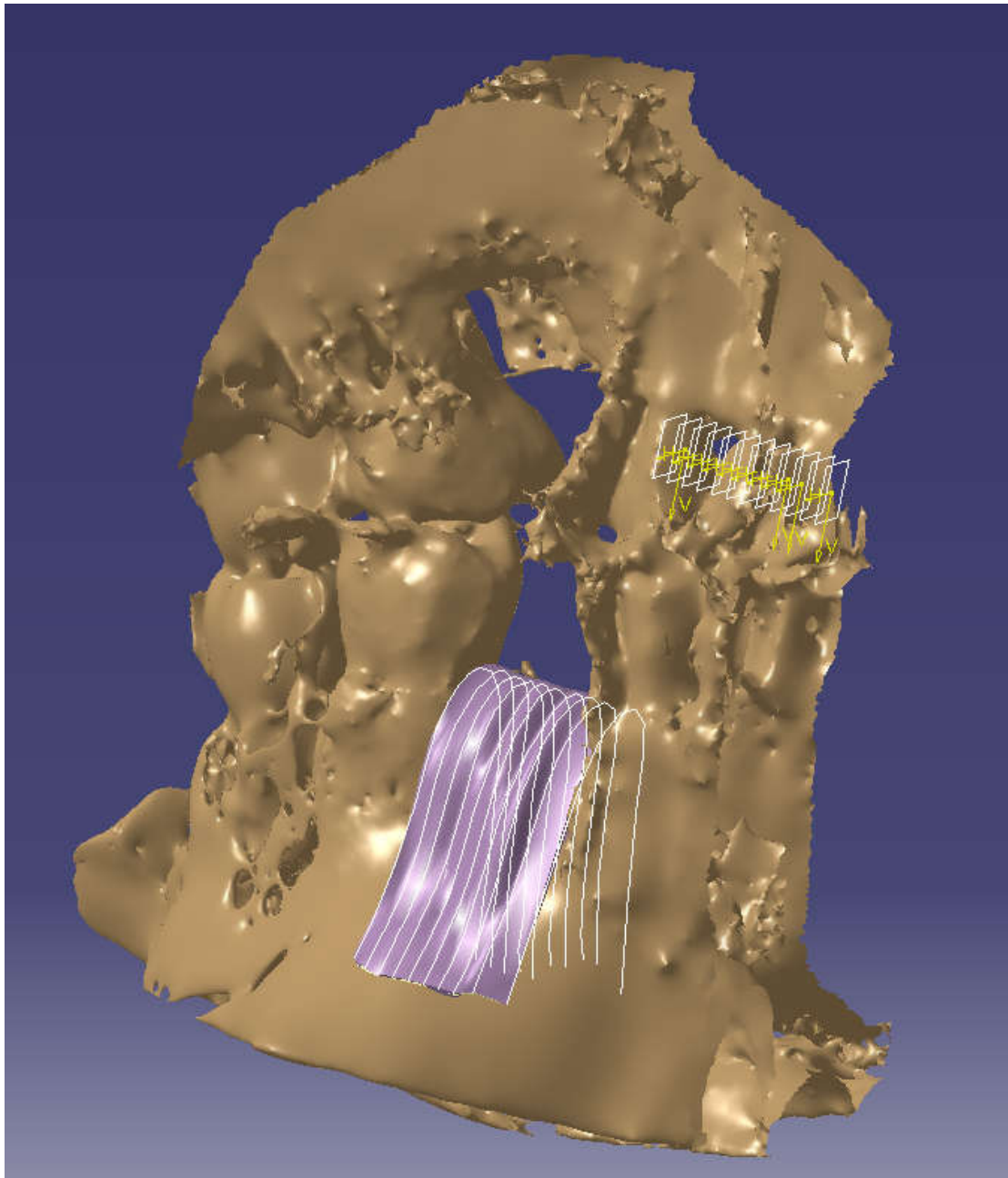
Slika 45. Povlačenje *Spline* krivulja na grebenu.

Sve *Spline* krivulje spojene su u zajedničku površinu korištenjem funkcije *Multi-Sections Surface*. Površina koju smo dobili prikazana je na slici 46. Ta površina još nema karakteristike geometrijskoga tijela, odnosno nedostaje joj debljina.



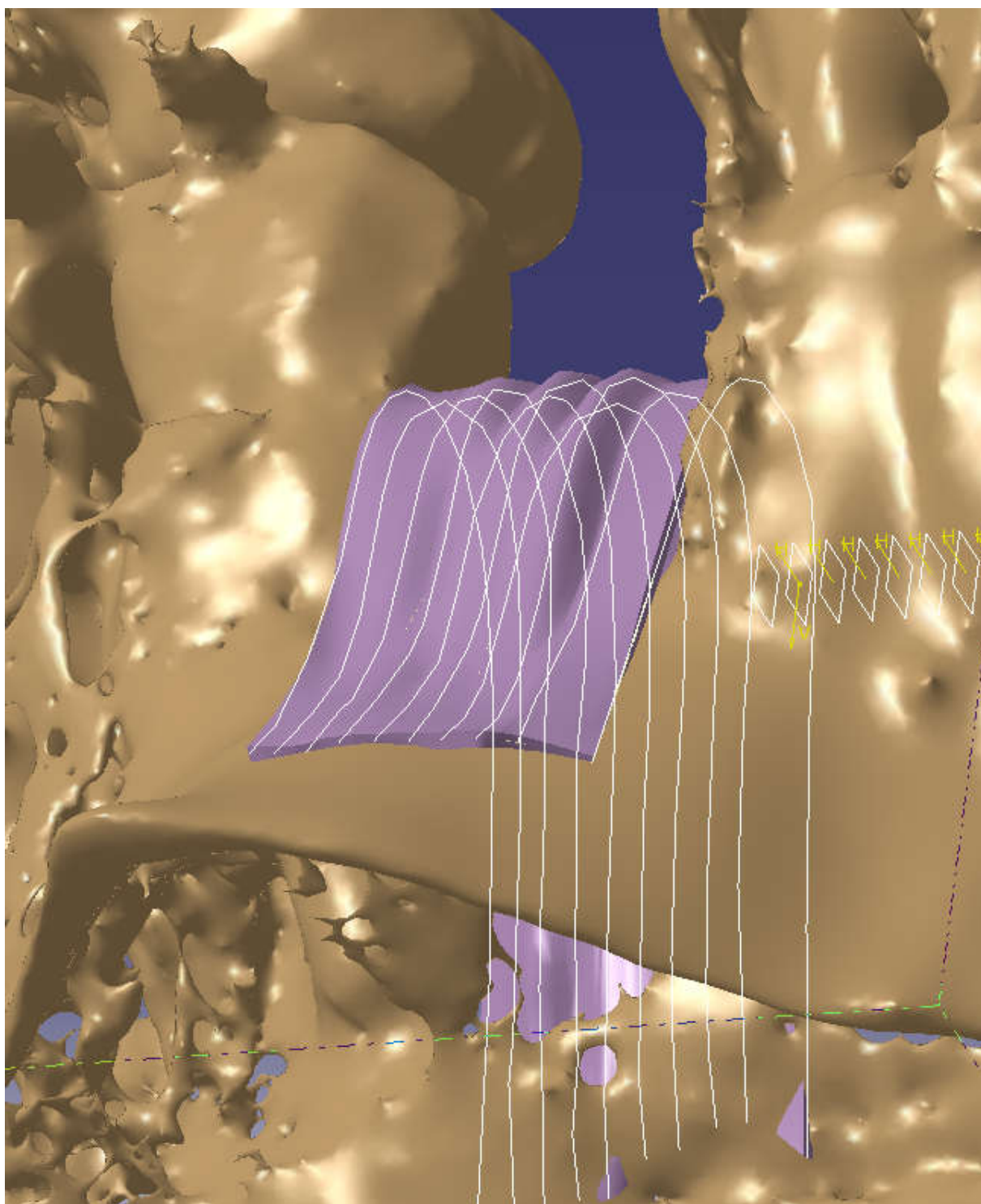
Slika 46. Primjena funkcije *Multi-Sections Surface*.

Definirana je debljina od 1,5 mm, dovoljno velika za 3D printer kako bi se mrežica mogla isprintati bez znatnih troškova, a opet prihvatljive veličine za ugradnju kod postupka augmentacije grebena. Debljina je definirana preko funkcije *Thick Surface*, slika 47.

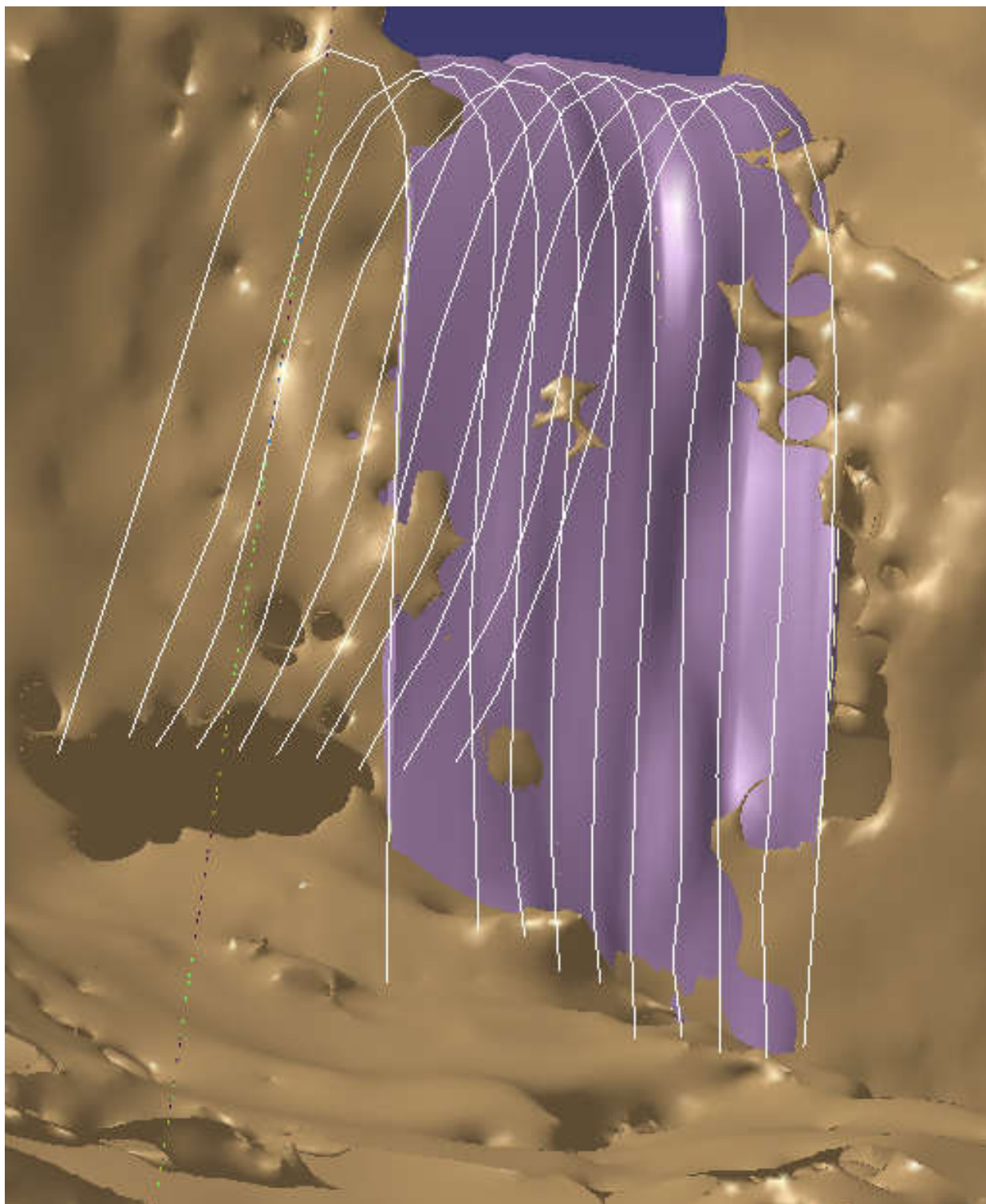


Slika 47. Primjena funkcije *Thick Surface*.

Na slikama 47-49 prikazana je dobra prionjivost same mrežice na konturu čeljusti. Ta prionjivost je najvažniji dio cijele faze konstruiranja jer upravo ona omogućuje statičku stabilnost augmentata. Sljedeće slike 48-49 pokazuju pod većim povećanjem kompatibilnost čeljusti i mrežice.



Slika 48. Vanjska kompatibilnost mrežice sa konturom čeljusti.

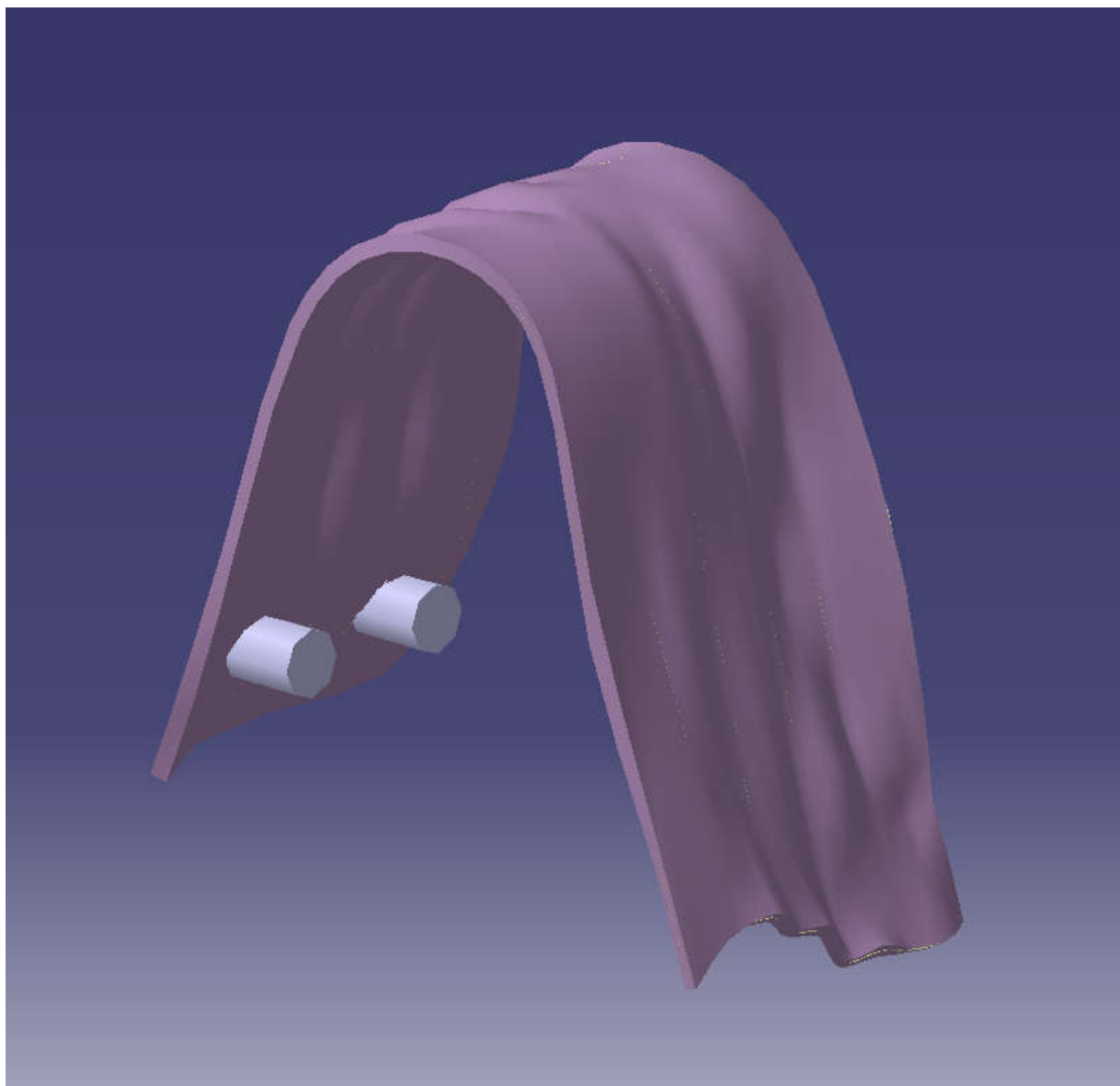


Slika 49. Unutarnja kompatibilnost mrežice sa konturom čeljusti.

Kost koja izgleda da prelazi preko same mrežice je posljedica filtracije tkiva različite gustoće u prethodno opisanom postupku u poglavlju 6.1.

Na slici 49 se najbolje vidi sama kompleksnost površine čeljusti te kako je ista utjecala na oblik mrežice. U zadnjem koraku dodaju se dva valjka promjera 2 mm te visine 3 mm koji služe kao zatici kako bi se postigla optimalna stabilnost mrežice.

Na slici 50 je prikazan gotov 3D model mrežice spreman za 3D printanje.



Slika 50. Gotov 3D model mrežice.

7. ZAKLJUČAK

Vođeni idejom smanjivanja broja invazivnih kirurških postupaka prilikom ugradnje implantata osmišljen je ovaj rad. Temelj rada je primjena biorazgradivih polimernih mrežica umjesto dosadašnjih titanijskih mrežica. S obzirom na dosadašnji informatički napredak, aditivne tehnologije pružaju nam mogućnost primjene na različitim područjima uključujući i medicinu. Počevši od samog 3D skeniranja u ovom radu je dobiven početni oblik čeljusti na čijem temelju počiva sama konstrukcijska razrada mrežice. Navedenu razradu mrežice prati i razvoj individualiziranog alata kao i samog načina pričvršćenja za kost. U cilju postizanja najbolje preciznosti za stomatologa koji obavlja postupak augmentacije grebena navedeni alat je također konstruiran kako bi omogućio što bolju kompatibilnost mrežice i konture čeljusti prilikom fiksiranja. Osiguravajući statičku stabilnost mrežice razvijena su dva modela pričvršćivanja mrežice za čeljust. Prvi model koristi vezu uzdužnim poluvaljkom te na taj način osigurava vodoravnu i vertikalnu stabilnost mrežice. Jednaku sigurnost, ali s puno manje bušenja pacijentove kosti prilikom ugradnje, dobivamo drugim modelom koji koristi vezu zaticima. U drugome modelu radi se o dva zatika sa strane koja je pristupačnija za bušenje stomatologu. U ovome radu odabran je drugi model te je po istome konstruiran alat za navođenje kirurškog svrdla. Sam alat konstruiran je i oblikovan u programskim paketima Creo i Catia.

Izbor materijala uvelike ovisi o eksploatacijskim uvjetima u kojima će se on koristiti. U našem slučaju potrebno je odabrati materijal od kojeg će se napraviti mrežica za održavanje stabilnosti augmentata, a da bude istovremeno i biorazgradiva i zadovoljavajućih mehaničkih svojstava. Međutim, kako se radi o biorazgradivom materijalu neizbježno je da će razgradnjom materijala slabiti i mehanička svojstva zbog čega je potrebno odabrati materijal koji će zadržati zadovoljavajuća svojstva sve dok augmentat nije sposoban za samostalno preuzimanje opterećenja. Vrijeme potrebno za potpuno očvršćivanje augmentata iznosi prema literaturi 8-10 tjedana te je to vrlo važan čimbenik pri odabiru materijala. Za tu svrhu potrebno je odabrati optimalne materijale, a da su odobreni za ugradnju u ljudski organizam. Kao što se može vidjeti iz tablice 2 najbolja mehanička svojstva iskazuje PGA koji nažalost ima prekratko vrijeme razgradnje da bi bio zadovoljavajući materijal za ovu uporabu. Međutim, može se vidjeti da PLLA, PDLLA, PLGA(75:25) te PLGA(85:15) imaju dovoljna vremena razgradnje da se omogući potpuno očvršćivanje augmentata pa čak i do te mjere da

PLLA ima i predugo vrijeme potpune razgradnje od 4 i više godina. Iz navedenih razloga se stoga može zaključiti da bi najpogodniji materijali za izradu mrežice bili PDLA, PLGA(75:25) te PLGA (85:15).

Za izradu same mrežice potreban je uređaj za 3D printanje. Potrebno je da uređaj može isprintati materijal od kojeg će se izraditi sama mrežica, da je sam uređaj cjenovno pristupačan, da ima dovoljno dobru rezoluciju te da je jednostavan za rukovanje. Svi ti zahtjevi dolaze zbog same mrežice kao i zbog samog okruženja u kojem se mrežica nalazi. Ako je preciznost printera nedovoljna mrežica može odstupati svojim oblikom ili dimenzijama više nego što je dopušteno te samim time se neće moći ugraditi u pacijenta. Printer koji je odabran u ovu svrhu je xBot 155CE tvrtke Repar. Sam uređaj ima dovoljne dimenzije radnoga prostora (155 mm x155 mmx 155 mm) da može isprintati mrežicu dovoljne veličine za različite potrebe. Jedna od važnijih stavki je ta da može prihvatiti većinu polimernih materijala tako da nema potrebe za dva različita uređaja za samu mrežicu i alat za navođenje.

Unatoč postojanju biorazgradivih polimera na tržištu, u dosadašnjoj praksi još uvijek nisu značajno komercijalno korišteni za izradu dijelova tehnologijom 3D printanja u stomatološke svrhe te je ovo jedan od prvih radova u kojima se obrađuju takve mogućnosti. U ovom radu istraženi su i riješeni konstrukcijski i tehnološki problemi razvoja biorazgradivih mrežica za augmentaciju grebena, definirani koraci izrade tih mrežica te pronađen i opisan način njihovog pozicioniranja i učvršćenja na kost. Međutim, zbog kompleksne ovisnosti svojstava tih materijala o stupnju razgradnje u tijelu potrebno je provesti još niz biokemijskih i mehaničkih ispitivanja tih materijala, ali i gotovih mrežica, a što je predmet nastavka istraživanja na ovom području.

8. ZAHVALE

Neizmjerne hvala našim mentorima prof.dr.sc Zdravku Schauperlu i prof.dr.sc. Amiru Čatiću na ideji rada i pruženoj prilici, podijeljenom iskustvu i znanju, te velikom strpljenju prilikom pisanja ovog rada. Hvala na ukazanom povjerenju.

Hvala Jasminu Juraniću, mag.ing.mech na brojnim savjetima oko pristupa konstrukcijskom djelu problema.

Hvala svim članovima Zavoda za materijale.

Hvala našim bližnjima na podršci i strpljenju.

9. LITERATURA

- [1] Koštano tkivo; *Osnove histologije: udžbenik i atlas prema 10. američkom izdanju. Luiz Carloz Junqueira, Jose Carneiro.*
- [2] Richard L. Prince, MD; Amanda Devine, PhD; Satvinder S. Dhaliwal, MSc; Ian M. Dick, PhD, Effects of Calcium Supplementation on Clinical Fracture and Bone Structure Results of a 5-Year, Double-blind, Placebo-Controlled Trial in Elderly Women, *Arch Intern Med.* 2006;166:869-875
- [3] <http://www.slideserve.com/misu/gra-a-kosti>
- [4] Percač, S., Nikolić, V. (1991). Influence of Teeth Loss on Morphometric Characteristics of the Maxilla. *Acta stomatologica Croatica*, 25(4), 199-205
- [5] Bočina I. Anatomija čovjeka. Prirodoslovno-matematički fakultet, Split, Odjel za biologiju, prezentacija, 2014.
- [6] Kraljević, K., Vukovojac, S. (1984). Registracija kretnji mandibule artikulatorskim sustavom (quick analyser) »panadent«. *Acta stomatologica Croatica*, 18(4), 269-278
- [7] Gisbert, K. (2005). Klinička iskustva s okomitim povećanjem kosti. *Acta stomatologica Croatica*, 39(3), 246-246.
- [8] Karl-Erik, K. (2005). Kirurški postupci u stražnjem dijelu čeljusti u dentalnoj implantologiji. *Acta stomatologica Croatica*, 39(3), 245-245
- [9] Macan, D. (2003). Ankylos dentalni implantološki sustav - u kojim slučajevima upotrijebiti usadak?. *Acta stomatologica Croatica*, 37(3), 357-358
- [10] <http://zubni-implantati.com.hr/>
- [11] <http://poliklinika-krhen.hr/oralna-kirurgija/nadogradnja-kosti-augmentacija-kostanog-grebena/>
- [12] Kobler, P., Živko-Babić, J., Borčić, J. (2003). Vođena regeneracija kosti kod Uporabe dentalnih usadaka - prikaz slučaja. *Acta stomatologica Croatica*, 37(3), 347-348.
- [13] <http://www.dentestetica.com/?id=guided-bone-regeneration&nr=126&p=13&l=en>
- [14] Biočić J, Brajdić D, Žabarović D, Keser I, Macan D. Bilateral cleft lip and palate reconstruction for implant prosthetic rehabilitation. *Acta Stomatol Croat.* 2012;46(1):80
- [15] Vuletić, M., Knežević, P., Jokić, D., Rebić, J., Žabarović, D., Macan, D. (2014). Presađivanje kosti u alveolarni greben pacijenta s rascjepom: od koštanog defekta do zubnih implantata. *Acta stomatologica Croatica*, 48(4). doi:DOI: 10.15644/asc48/4/2
- [16] Krhen, J. (2005). Kirurški postupci podizanja dna sinusa (sinus lifting) s ugradnjom usatka u području gornje čeljusti. *Acta stomatologica Croatica*, 39(3), 257-257

- [17] http://www.thonglordentalhospital.com/dental_treatment/detail/Sinus_lifting_surgery
- [18] Jelušić, D., Puhar, I., Plančak, D. (2014). Procjena stabilnosti implantata nakon podizanja dna sinusa i primjene različitih nadomjesnih materijala. *Acta stomatologica Croatica*, 48(1). doi:10.15644/asc48/1/3
- [19] Knežević, P., Uglešić, V., Jokić, D., Gašparović, S. (2003). Osteoplastika autolognom spongiozom kuka. *Acta stomatologica Croatica*, 37(3), 345-345.
- [20] Fallucco MA, Carstens MH. Primary reconstruction of alveolar clefts using recombinant human bone morphogenetic protein-2: clinical and radiographic outcomes. *J Craniofac Surg*. 2009 Sep; 20 Suppl 2:1759-64.
- [21] Moreau JL, Caccamese JF, Coletti DP, Sauk JJ, Fisher JP. Tissue engineering solutions for cleft palates. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Dec;65(12):2503-11.
- [22] Blašković M., Gabrić Pandurić D., Katanec D., Brozović J., Gikić M., Sušić M., Primjena trombocitima obogaćenog fibrina u oralnoj kirurgiji, MEDIX, Vol.18 No.103 Prosinac 2012.
- [23] Aurer, A., Jorgić-Srdjak, K. (2005). Membrane za parodontnu regeneraciju. *Acta stomatologica Croatica*, 39(1), 95-105
- [24] Usher FC, Wallace SA. Tissue reaction to plastics, a comparison of nylon, Orlon, Dacron, Teflon and Marlex. *Arch Surg* 1958; 76: 997-9.
- [25] Cambell CD, Goldfarb D, Roe R. A small arterial substitute: expanded microporous polytetrafluoroethylene: patency versus porosity. *Ann Surg* 1975; 182: 138-43.
- [26] Elliot MP, Juler GL. Comparison of Marlex mesh and microporous Teflon sheets when used for hernia repair in the experimental animal. *Am J Surg* 1979; 137: 342-244.
- [27] Florian A, Cohn LH, Dammin GJ, Collins JJ. Small vessel replacement with Gore-Tex. *Arch Surg* 1976;111: 267-70.
- [28] Scantlebury TV. 1982-1992: A decade of technology development for guided tissue regeneration. *J Periodontol* 1993; 64: 1129-37.
- [29] Scantlebury TV. 1982-1992: a decade of technology development for guided tissue regeneration. *J Periodontol* 1993; 64: 1129-37.
- [30] Christgaum, Caffesse RG, Schmalz G, D'SO- UZA RN. Characterization of membrane-caused tissue reactions following GTR in canine furcations. *J Clin Periodontol* 1997; 27 (Suppl 1): 28-41.
- [31] Sigurdsson TJ, Hardwick R, Bogle GC, WIKE- SJÖ UME. Peirodental repair in dogs: space provision by reinforced ePTFE membranes enhances bone and cementum regeneration in large supraalveolar defects. *J Periodontol* 1994; 65: 350-6.

- [32] Gottlow J, Nyman S, Lindhe J, Karring T, Wennstr M J. New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration. *J Clin Periodontol* 1986; 13: 604-16.
- [33] Cortellini P, Pini Prato G, Tonetti MS. Periodontal regeneration of human intrabony defects with titanium reinforced membranes. A controlled clinical trial. *J Periodontol* 1995; 66: 797-803.
- [34] Becker W, Becker BE. Periodontal regeneration: a contemporary reevaluation. *Periodontol 2000* 1999; 19: 104-14.
- [35] Buser D, Dula K, Hess D, Hirt HP, Belser UC. Localized ridge augmentation with autografts and barrier membranes. *Periodontol 2000* 1999; 19:151-163.
- [36] Karring T, Cortellini P. Regenerative therapy: furcation defects. *Periodontol 2000* 1999; 19: 115-37.
- [37] Trombelli L. Periodontal regeneration in gingival recession defects. *Periodontol 2000*, 1999; 19: 138-50.
- [28] RATKA-KRÜGER P, Neukranz E; Raetzke PB. Guided tissue regeneration procedure with bioresorbable membranes versus conventional flap surgery in the treatment of intrabony periodontal defects. *J Clin Periodontol* 2000;27: 120-7.
- [39] Murphy KG. Postoperative healing complications associated with Gore-Tex Periodontal Material. I. Incidence and characterization. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;15: 363-75.
- [40] Hardwick R, Hayes BK, Flynn C. Devices for dentoalveolar regeneration: an up-to-date literature review. *J Periodontol* 1995; 66: 495-505.
- [41] WIKESJÖ UME, SELVIG KA. Periodontal wound healing and regeneration. *Periodontol 2000* 1999; 19: 21-39.
- [42] Cortellini P, Pini Prato G, Tonetti MS. Interproximal free gingival grafts after membrane removal in guided tissue regeneration treatment of intrabony defects. A randomized controlled clinical trial. *J Periodontol* 1995;66: 488-93
- [43] Cortellini P, Tonetti MS. Focus on intrabony defects: guided tissue regeneration. *Periodontology* 2000; 22: 104-32.
- [44] Rober PM, Frank RM. Periodontal guided tissue regeneration with a new resorbable polylactic acid membrane. *J Periodontol* 1994; 65: 414-22.
- [45] Novinščak T., Filipović M. Patofiziologija cijeljenja rane. *Acta Medica Croatica*, Vol.69 No. Supplement 1 Studeni 2015.
- [46] Filipović Zore I., Granić M. Vrste i mehanizmi cijeljenja rana. *Zavod za oralnu kirurgiju. Prezentacija*, 2015.

- [47] Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
- [48] Marx RE, Ehler WJ, Peleg M. "Mandibular and facial reconstruction" rehabilitation of the head and neck cancer patient. *Bone.* 1996;19(1 Suppl.):59S-82S.
- [49] Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses et al. *Implant Stability Measurement* 51 ses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.
- [50] Zoldos J, Kent JN. Healing of endosseous implants. In: Block MS, Kent JN, editors. *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction.* Philadelphia: Saunders; 1995. p. 40-70.
- [51] Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-53.
- [52] Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86(2):95-111.
- [53] Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. *CDA J.* 1987;15(10):54-61.
- [54] Roberts WE, Garetto LP, DeCastro RA. Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *J Indiana Dent Assoc.* 1989;68(4):19-24.
- [55] Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(3):525-30.
- [56] Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):747-52.
- [57] Glavina, D., Škrinjarić, I. (2001). Novi postupak za izradbu keramičkih ispuna: CAD/CIM sustav tehnologija 21. stoljeća. *Acta stomatologica Croatica*, 35(1), 43-51.
- [58] Mormann W, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CIM and other CAD/CAM methods. In *CAD/CIM in Aesthetic Dentistry- CEREC 10 year anniversary symposium.* Ed. Mormann WH Quintessence Publishing Co Berlin 1996; 81.
- [59] Leinfelder KF, Iisenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD - CAM system. *J Am Dent Assoc* 1989; 118: 703-7.

- [60] Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations. *Dental CAD/CIM*. Quintessence Int 1996; 27:821-8.
- [61] "*3D Printer Technology – Animation of layering*". *Create It Real*. Retrieved 2012-01-31.
- [62] Jacobs, Paul Francis (1992-01-01). *Rapid Prototyping & Manufacturing: Fundamentals of Stereolithography*. Society of Manufacturing Engineers. ISBN 978-0-87263-425-1.
- [63] https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/42/FDM_by_Zureks.png
- [64] 3Chee Kai Chua; Kah Fai Leong; Chu Sing Lim (2003). *Rapid Prototyping*. World Scientific. p. 124. ISBN 978-981-238-117-0
- [65] http://www.uni.edu/~rao/rt/major_tech.htm
- [66] https://en.wikipedia.org/wiki/3D_printing#/media/File:Stereolithography_apparatus.jpg
- [67] <http://www.sciaky.com/additive-manufacturing/wire-am-vs-powder-am>
- [68] <http://diy3dprinting.blogspot.hr/2015/02/smartcore-low-cost-wooden-box-3d-printer.html>
- [69] <http://www.businessinsider.com/3d-printer-builds-house-in-24-hours-2014-1>
- [70] <http://www.thefirearmblog.com/blog/2011/09/21/welcome-to-the-future-print-yourself-an-ar-15-magazine-at-home/>
- [71] http://www.ar15.com/forums/t_3_118/579913_3D_printed_lower___yes__it_works_.html
- [72] <http://gizmodo.com/how-doctors-are-printing-bones-eyes-noses-and-blood-1474983505>
- [73] Lloyd AW. Interfacial bioengineering to enhance surface biocompatibility. *Medical Device Technology*. 2002;13:18–21
- [74] You Y., Lee S.W., Youk J.H., Min B.M., Lee S.J., Park W.H. *In vitro* degradation behaviour of non-porous ultra-fine poly(glycolic acid)/poly(L-lactic acid) fibres and porous ultra-fine poly(glycolic acid) fibres. *Polym. Degrad. Stab.* 2005;90:441–448
- [75] http://www.nature.com/nprot/journal/v2/n11/fig_tab/nprot.2007.391_F1.html
- [76] Ceonzo K, Gaynor A, Shaffer L, Kojima K, Vacanti CA, Stahl GL. Polyglycolic acid-induced inflammation: role of hydrolysis and resulting complement activation. *Tissue Engineering*. 2006;12:301–308
- [77] Middleton JC, Tipton AJ. Middleton JC, Tipton AJ. Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices. *Biomaterials*. 2000;21:2335–2346
- [78] Middleton JC, Tipton AJ. Middleton JC, Tipton AJ. Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices. *Biomaterials*. 2000;21:2335–2346

- [79] Suuronen R, Pohjonen T, Hietanen J, Lindqvist C. A 5-year in vitro and in vivo study of the biodegradation of polylactide plates. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1998;56:604–614
- [80] Chan P-C, Liu B-Y, Liu C-M, Chou H-H, Ho M-H, Liu H-C, Wang D-M, Hou L-T. Bone tissue engineering with novel rhBMP2-PLLA composite scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2007;81A:771–780
- [81] Ju YM, Park K, Son JS, Kim J-J, Rhie J-W, Han DK. Beneficial effect of hydrophilized porous polymer scaffolds in tissue-engineered cartilage formation. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2007;85B:252–260
- [82] Inui A, Kokubu T, Makino T, Nagura I, Toyokawa N, Sakata R, Kotera M, Nishino T, Fujioka H, Kurosaka M. Potency of double-layered poly L-lactic acid scaffold in tissue engineering of tendon tissue. *International Orthopaedics*. 2010;34:1327–1332
- [83] Hu J, Sun X, Ma H, Xie C, Chen YE, Ma PX. Porous nanofibrous PLLA scaffolds for vascular tissue engineering. *Biomaterials*. 2010;31:7971–7977.
- [84] <http://14.139.172.204/nptel/CSE/Web/116102006/module6/chapter%206.1.html>
- [85] Francois S, Chakfe N, Durand B, Laroche G. A poly(L-lactic acid) nanofibre mesh scaffold for endothelial cells on vascular prostheses. *Acta Biomaterialia*. 2009;5:2418–2428.
- [86] Grundmann S, Royen Nv, Pasterkamp G, Gonzalez N, Tijssma EJ, Piek JJ, Hofer IE. A new intra-arterial delivery platform for pro-arteriogenic compounds to stimulate collateral artery growth via transforming growth factor-beta1 release. *Journal of the American College of Cardiology*. 2007;50:351–358.
- [87] Hasegawa S, Neo M, Tamura J, Fujibayashi S, Takemoto M, Shikinami Y, Okazaki K, Nakamura T. In vivo evaluation of a porous hydroxyapatite/poly-DL-lactide composite for bone tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2007;81A:930–938.
- [88] Leung L, Chan C, Baek S, Naguib H. Comparison of morphology and mechanical properties of PLGA bioscaffolds. *Biomaterials*. 2008;3:025006
- [89] Miller RA, Brady JM, Cutright DE. Degradation rates of oral resorbable implants (polylactates and polyglycolates): rate modification with changes in PLA/PGA copolymer ratios. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1977;11:711–719
- [90] Middleton JC, Tipton AJ. *Medical Plastics and Biomaterials*. 1998:31–38
- [91] <http://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2007/jm/b706939a>
- [92] Lee M, Dunn JCY, Wu BM. Scaffold fabrication by indirect three-dimensional printing. *Biomaterials*. 2005;26:4281–4289

[93]<https://hyrulefoundry.wordpress.com/2013/06/03/pva-polyvinyl-alcohol-the-plastic-thats-afraid-of-water/>]

[94]<http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/Medojevi%C4%87-D.-et-al.-%E2%80%93-Cone-Beam-%E2%80%93-kompjutorizirana-tomografija.pdf>

10. SAŽETAK

Individualizirana biorazgradiva mrežica za augmentaciju alveolarnog koštanog nastavka

Bruno Babić, Tin Jovanovac, Zrinka Jurec, Medeja Kerec, Hrvoje Leko, Patrik Radas, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje i Stomatološki fakultet.

Ključne riječi: biorazgradivi polimeri, augmentacija, 3D-printanje, mrežica, CBCT

U postupku augmentacije grebena vrlo važan element je mrežica, nosač koji pridržava augmentat i osigurava formu konveksnosti koštanog grebena novog dijela kosti. U radu je predložena i opisana mogućnost izrade te mrežice od biorazgradivog polimera korištenjem aditivnih tehnologija. U odnosu na postojeće titanijske mrežice, mrežice od biorazgradivog polimera uz istu funkcionalnost ostvaruju niz prednosti od kojih su najznačajnije smanjenje broja operativnih zahvata, brži oporavak pacijenta, kraće vrijeme zahvata, niži troškovi i dr. Za izradu tih inovativnih mrežica predlaže se korištenje 3D printanja čime se omogućuje izrada mrežica prema obliku i dimenzijama individualne konture čeljusti pacijenta. U radu je detaljno opisan postupak i svi koraci potrebni za konstrukciju takvih individualiziranih mrežica od biorazgradivog polimera, te novorazvijeni postupak njihovog pozicioniranja prilikom ugradnje kao i način osiguravanja potrebne stabilnosti.

11. SUMMARY

Individualized biodegradable mesh for the process of alveolar bone augmentation

Bruno Babić, Tin Jovanovac, Zrinka Jurec, Medeja Kerec, Hrvoje Leko, Patrik Radas ,
University of Zagreb, Faculty of mechanical engineering and naval architecture and School of
dental medicine

Key words: biodegradable polymers, augmentation, 3D-printing, mesh, CBCT

In the process of ridge augmentation a very important element is the mesh which provides a convex form for the bone ridge of the new bone. The paper proposes and describes the possibility of making such a mesh from biodegradable polymers using additive technology. Compared to the existing titanium mesh, a mesh made of biodegradable polymers can, in addition to the same functionality, achieve a number of advantages of which the most important ones are the reduction of the number of surgical procedures required, faster recovery of the patient, shorter procedure times, lower costs and others. To create this innovative mesh it is proposed to use 3D printing allowing the production of a mesh that will fit the shape and dimensions of the individual contours of a patient's jaw. The paper describes in detail the process and all steps necessary for the construction of such an individualized mesh made from biodegradable polymers. It also describes the newly developed process of mesh positioning during the procedure as well as the methods of ensuring the necessary stability .