

Uvođenje digitalnih tehnologija u razvoj dentalne protetike

Josić, Hrvoje

Master's thesis / Diplomski rad

2019

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:588802>

Rights / Prava: [In copyright](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2022-03-03**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Hrvoje Josić

Zagreb, 2019.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

Dr. sc. Stanko Škec, mag. ing. mech.

Student:

Hrvoje Josić

JMBAG:

0035193615

Zagreb, 2019.

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

Zahvaljujem se mentoru doc.dr.sc. Stanku Škecu za svu pruženu pomoć i savjete tokom izrade ovog rada.

Također se zahvaljujem tvrtki Neo Dens i gospodinu Marku Živku na pruženoj prilici i povjerenju.

Hrvoje Josić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Hrvoje Josić** Mat. br.: **0035193615**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Uvođenje digitalnih tehnologija u razvoj dentalne protetike**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Implementation of digital technologies in the development of dental prosthetics**

Opis zadatka:

Tijekom posljednjih dvadeset godina, sve se češće uvode brojne digitalne tehnologije u dentalnu industriju koje imaju brojne sličnosti s tehnologijama korištenim u strojarstvu. Iz tog razloga, pri izradi različitih protetskih radova upotrebljavaju se 3D skeniranje (intraoralno i ekstraoralno) te CAD/CAM metode s ciljem skraćivanja vremena proizvodnje i troškova materijala. U okviru ovog diplomskog rada, potrebno je osmisliti i provesti uvođenje digitalnih tehnologija u razvoj dentalne protetike u suradnji s tvrtkom Neo Dens.

U radu je potrebno:

- Pregledati stručnu i znanstvenu literaturu vezanu uz intraoralno i ekstraoralno 3D skeniranje te CAD/CAM pristupe razvoju dentalne protetike.
- Predložiti proces uvođenja digitalnih tehnologija u razvoj dentalne protetike.
- Provesti implementaciju za tri različita dentalna proizvoda (npr. krunica, upornjak, most) te navesti specifičnosti pri provedbi procesa.
- Usporediti implementirani proces s tradicionalnom izradom dentalne protetike te navesti prednosti i nedostatke digitalnog procesa.
- Usporediti sa sličnim studijama pronađenim u literaturi i praksi te iznijeti zaključke.

Opseg rada dogovoriti će se s mentorom tijekom same izrade.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

26. rujna 2019.

Datum predaje rada:

28. studenoga 2019.

Predviđeni datum obrane:

2. – 6. prosinca 2019.

Zadatak zadao:

Doc. dr. sc. Stanko Škec

Predsjednica Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
SAŽETAK.....	IV
SUMMARY	V
1. Uvod	1
2. Stomatološka protetika	3
2.1. Krunica.....	4
2.2. Most	6
2.3. Implantat	7
2.4. Upornjak.....	8
2.5. Ostali proizvodi.....	9
2.6. Tradicionalni postupak izrade	11
3. Materijali u dentalnoj industriji	16
3.1. Karakteristike materijala u dentalnoj protetici	17
3.2. Vrste materijala u dentalnoj protetici	19
3.2.1. Metalne legure.....	20
3.2.2. Konstrukcijska keramika.....	22
4. CAD-CAM sustavi u dentalnoj industriji	26
4.1. Digitalizacija radnog modela	28
4.2. CAD u procesu digitalizacije tradicionalnih dentalnih postupaka	33
4.3. CAM izrada protetskih radova	35
5. Implementacija digitalizacije procesa u dentalnoj protetici	38
5.1. Izrada personaliziranog upornjaka i pripadne krunice	43
5.2. Izrada mosta	55
5.3. Izrada radnog modela	61
5.4. Izrada metalne konstrukcije za multi-unit upornjake.....	63
6. Rasprava	66
7. Zaključak	72
LITERATURA.....	74
PRILOZI.....	77

POPIS SLIKA

Slika 1. Dijelovi zuba i ekvivalentni konstrukcijski elementi u dentalnoj protetici [11].....	4
Slika 2. Krunica i batljak na koji će se montirati [12].....	5
Slika 3. Keramički most [9]	6
Slika 4. Oseintegracija – veza između kosti i implantata [18]	7
Slika 5. Kataloški upornjak <i>Ankylos</i> tvrtke <i>Dentsply Sirona</i> [20].....	8
Slika 6. Usporedba standardnih i individualnih upornjaka (lijevo) [22].....	9
Slika 7. Keramička ljuskica [23]	9
Slika 8. Keramički ispun postavljen u zub [25]	10
Slika 9. Usporedba tehnike ispune zuba (prije – metalni amalgam; poslije – keramički umetak) [26]	10
Slika 10. Shema metal-keramičkog protetskog rada [14]	11
Slika 11. Žlica sa zubnim otiskom (lijevo) i radni model od gipsa (desno) [14]	12
Slika 12. Model metalne konstrukcije od voska (lijevo), jezgra spremna za ulaganje u kalup (sredina) i kalup prije stavljanja uložne mase (desno) [14].....	13
Slika 13. Shema procesa centrifugalnog lijeva [14]	13
Slika 14. Redoslijed nanošenja keramike kod tradicionalnog postupka izrade metal-keramičkog protetskog rada [14].....	14
Slika 15. Konačni metal-keramički protetski rad [18]	14
Slika 16. Silnice naprezanja uslijed djelovanja sile od 666 N na most od 3 člana (gore) i dijagram naprezanja (dolje) [30]	18
Slika 17. Povoljan smjer opterećenja implantata duž središnje osi (lijevo) i opterećenje momentom uslijed nepovoljnog smjera opterećenja na implantat (desno) [31] ...	19
Slika 18. Titanski disk tvrtke <i>Scheftner</i> (lijevo) [33] i titanski proizvodi tvrtke <i>GeoMedi</i> (s lijeva na desno redom: vijak, kratka platforma za hibridni upornjak, duga platforma za hibridni upornjak, laboratorijski implantat, tijelo za skeniranje i valjčić) (desno) [34]	21
Slika 19. CoCr disk tvrtke <i>Scheftner</i> (lijevo) [33] i CoCr disk i blokovi tvrtke <i>Dentsply Sirona</i> [35]	21
Slika 20. <i>Vita Enamic</i> blok, za CAD-CAM obradu od hibridne keramike, tvrtke <i>Vita</i> [37] ...	23
Slika 21. <i>IPS Empress</i> leucitom ojačani staklokeramički blok za CAD-CAM obradu tvrtke <i>Ivoclar Vivadent</i> (lijevo)[39] i litijev disilikatna keramika (<i>IPSe.max</i> , <i>IvoclarVivadent</i>) (desno) [32]	24
Slika 22. Dijagram CAD-CAM procesa u dentalnoj industriji, slike preuzete iz [34]	27
Slika 23. Prikaz STL opisa geometrije [41]	28
Slika 24. Kontaktni skener <i>DS10</i> tvrtke <i>Reinshaw</i> montiran na držač i vođen ručno [43].....	29
Slika 25. Princip rada - kontinuiranja valna modulacija (lijevo), mjerenje vremena preleta (sredina) i triangulacija (desno) [42]	30
Slika 26. 3D skener <i>Atos</i> tvrtke <i>GOM</i> [46]	30
Slika 27. Mobilna jedinica intraoralnog skenera <i>Dental Wings</i> (lijevo) i ručni skener (desno) [45]	31
Slika 28. Skener <i>iSeries</i> tvrtke <i>Dental Wings</i> [45].....	32
Slika 29. Prikaz CNC stroja sa 5 osi obrade [53].....	37
Slika 30. Model sa obrađenim marginalnim bridovima	44
Slika 31. Model koji nije na pločici se ne može pravilno staviti u prihvat za skeniranje	45
Slika 32. Previsoki radni model gornje čeljusti će uzrokovati da se radni model ne može pravilno skenirati u cijelosti	46

Slika 33. Segmentirani radni modeli	46
Slika 34. Laboratorijski implantat (lijevo), pomoćno tijelo za skeniranje (sredina) i poluproizvod za izradu osobnim upornjaka (desno)	47
Slika 35. Laboratorijski implantati u gipsanom modelu (lijevo) i montirana pomoćna tijela za skeniranje sa umjetnom gingivom (desno).....	48
Slika 36. Sken gipsanog modela sa umetnutima tijelima za skeniranje: neobrađeni sken (lijevo) i obrađeni sken (desno).....	48
Slika 37. Šupljine koje mogu uzrokovati greške su popunjene voskom prije skeniranja	49
Slika 38. Pozicioniranje tijela za skeniranje u odnosu na njihov sken.....	50
Slika 39. Označavanje marginalne linije (lijevo) i osi umetanja (desno).....	51
Slika 40. Modeliranje morfologije zuba koja će utjecati na oblik upornjaka	52
Slika 41. Konačni model individualnog upornjaka.....	53
Slika 42. Postavljanje parametara marginalne linije i provrta za vijak.....	54
Slika 43. Predobradak stegnut u zahvatu prije početka obrade glodanjem (lijevo), tijekom glodanja (sredina) i nakon završetka obrade (desno)	55
Slika 44. Priprema modela za pojedinačno skeniranje.....	56
Slika 45. Označavanje linije margine.....	56
Slika 46. Modeliranje morfologije zuba, te spojeva između članova	57
Slika 47. Orijentiranje s obzirom na podreze	58
Slika 48. CoCr disk prije obrade (lijevo) i konačni metalni rad (metalna konstrukcija mosta na koju će se zapeći keramika) (desno).....	59
Slika 49. Postavljanje sinter frame-a.....	60
Slika 50. Konačna konstrukcija, napravljena od cirkonijskog dioksida	61
Slika 51. Nezatvorena površina u skenu na nezgodnom mjestu koju program označi crvenom bojom te zatvori sa površinom koja spaja sve točke na rubu	62
Slika 52. Modeli prije dodatnog umrežavanja (lijevo) i nakon dodatnog umrežavanja (desno)	62
Slika 53. Principa rada mutli-unit konstrukcije [56]	63
Slika 54. Skenirani radni model sa pomoćnim tijelima za skeniranje (lijevo) i CAD model metalne konstrukcije (desno).....	64
Slika 55. Postavljanje spoja za multi-unit abutment	65
Slika 56. Gotove metalne konstrukcije za pokrovne proteze	65

SAŽETAK

Stomatološka protetika je grana stomatologije koja podrazumijeva zamjenu prirodnog zuba umjetnim. Tradicionalni postupci izrade stomatoloških protetskih radova zahtijevaju puno potrošnog materijala i ručnog rada. Cilj digitalizacije procesa je olakšati i ubrzati proces izrade protetskog rada, te smanjiti upotrebu potrošnog materijala. Tradicionalni procesi se digitaliziraju uvođenjem CAD-CAM sustava u proces izrade protetskog rada. Digitalni proces izrade protetskog rada započinjem izradom digitalnog otiska zubi pomoću 3D skenera. Nakon što se dobije digitalni otisak zubi na temelju tih podataka modelira se geometrija protetskog rada pomoću dentalnih CAD programa. Ovi programi su namijenjeni samo za modeliranje dentalnih protetskih radova. Kada je protetski rad konstruiran, CAD model se obrađuje u dentalnom CAM programu kako bi se mogao proizvesti na CNC glodalici. CAM program izrađuje G-kod na temelju ulaznih podataka (pozicija i orijentacija model, materijal, tip protetskog rada, oblik sirovca) a razlikuje se od ostalih CAM programa jer sadrži unaprijed definirane postavke za izradu dentalnih protetskih radova.

U sklopu tvrtke Neo Dens d.o.o. je provedena implementacija CAD-CAM sustava u cilju digitalizacije izrade dentalnih protetskih radova, te će na nekoliko primjera biti prikazan postupak izrade pojedinih protetskih radova (individualni upornjak, most i metalna konstrukcija za keramiku na multi-unit upornjacima) i 3D printanog radnog modela.

Ključne riječi: *stomatološka protetika, CAD-CAM, digitalizacija procesa*

SUMMARY

Dental prosthetics is a branch of dentistry that involves replacing a natural tooth with an artificial one. The traditional process of producing dental prosthesis requires a lot of consumable materials and manual labor. The goal of digitalization of the process is to facilitate and speed up the process of making dental prosthesis and to reduce the use of consumable materials. The digital process of manufacturing a dental prosthesis starts by making a digital impression of the teeth with a 3D scanner. Once a digital dental impression is obtained, the geometry of dental prosthesis is modeled based on this data by using dental CAD programs. These programs are intended only for modeling dental prosthetics. When the dental prosthesis is modeled, the CAD model is processed in the dental CAM program to be produced on a CNC milling machine. The CAM program produces G-code based on input data (position and orientation of the model, material that will be used, type of prosthesis, raw material shape) and differs from other CAM programs in that it contains predefined settings for manufacturing dental prosthetics.

The CAD-CAM system has been implemented to digitize the production of dental prosthetics in company Neo Dens and a few examples of the manufacturing process of making individual prosthetics will be presented (individual abutment, bridge and metal construction for ceramics on multi-unit abutments) as well for the 3D printed working model.

Key words: *dental prosthetics, CAD-CAM, digital fabrication process*

1. Uvod

U dentalnoj industriji se posljednjih dvadeset godina uvode digitalne tehnologije kojima je cilj ubrzati i pojednostaviti proces izrade i povećati kvalitetu konačnog stomatološkog protetskog rada. Tradicionalni proces izrade dentalnog protetskog rada podrazumijeva veliku količinu ručnog rada stomatologa i zubnog tehničara, kao i upotrebu puno potrošnog materijala (u svim dijelovima procesa izrade) bez kojega nije moguće napraviti protetski izradak. U prvom poglavlju će se opisati osnovni tipovi dentalnih protetskih radova, tradicionalni postupak izrade umjetnog zuba i materijali koji se koriste u dentalnoj industriji. Tradicionalni proces izrade protetskog rada podrazumijeva ručno modeliranje morfologije (oblik i građa zuba, [2]) zubi iz voska, a u fazi izrade proizvoda koristi se tehnologija lijevanja sa jednokratnom jezgrom koja ispari u procesu lijevanja (voštani model koji se modelirao ručno). Protetski radovi se uvijek nakon izrade dodatno poliraju (estetski razlozi s obzirom na prozirnost i sjaj ili ako je potrebno ukloniti srh na metalnom dijelu). Ručno modeliranje je dugotrajno, zahtjeva visoku stručnost i iskustvo.

Stomatolozi i zubotehnički laboratoriji mogu CAD-CAM proces implementirati na nekoliko raznih načina [1]. Na primjer, stomatolog može uzeti digitalni otisak i poslati ga u zubotehnički laboratorij ili može sam konstruirati model i izraditi ga. Kada laboratoriji zaprimе digitalni otisak oni mogu napraviti gipsani model i nastaviti izradu tradicionalnim postupcima ili ga mogu skenirati i nastaviti sa konstruiranjem pomoću CAD alata. Također mogu izbaciti izradu gipsanog modela iz postupka i raditi direktno na digitalnom otisku. Ovisno o potrebama stomatološke ordinacije ili zubotehničkog laboratorija, dijelovi procesa će biti digitalizirani kada se u proces izrade uvede 3D skener, CAD ili CAM program, te CNC glodalica ili SLS printer za metal, ovisno o planu implementacije CAD-CAM sustava.

Neovisno o načinju provođenja postupka digitalizacije, princip rada je isti, a opisati će se na primjeru intraoralnih skenera (postoje i laboratorijski skeneri koji su opisani u poglavlju 4.1.). Svaki digitalni proces započinjem izradom digitalne otiska geometrije zubi, tako da se sa ručnim skenerom snima površina zubi sa udaljenosti od otprilike 1-5 mm. Skener je povezan sa pokretnom jedinicom koja sadrži računalo i ekran. Računalo obrađuje snimljene slike i kreira digitalni otisak zubi. Digitalni otisak je najčešće u STL formatu, a postoje i dodatne opcije izlaznih formata koje se razlikuju ovisno o proizvođaču. Postoje i interni formati specifični za

pojedine proizvođače skenera koji sadrže i dodatne informacije vezane za klinički model pacijenta koje unosi stomatolog prilikom skeniranja.

Nakon što se dobije digitalni otisak zubi na temelju tih podataka modelira se geometrija protetskog rada pomoću specifičnih CAD programa. Ovi programi su namijenjeni samo za modeliranje protetskih radova, te su takve i tehnike modeliranja koje se u njima koriste. Kada je konstruiran protetski rad, CAD model se obrađuje u CAM programu kako bi se mogao proizvesti na CNC glodalici. CAM program izrađuje G-kod na temelju ulaznih podataka (pozicija i orijentacija model, materijal, tip protetskog rada, oblik sirovca, ...) koji je uobičajeno u NC formatu.

Digitalizacija procesa olakšava i ubrzava modeliranje morfologije, ali i omogućavaju precizniju izradu proizvoda, što je i vjerojatno glavni razlog primjene digitalizacije procesa (protetski rad je gotov unutar jednog posjeta stomatologu). U ovom radu provedena je potpuna implementacija CAD-CAM sustava, u svrhu digitalizacije izrade stomatoloških protetskih radova, u sklopu tvrtke Neo Dens, te je napravljena usporedba dijelova procesa sa tradicionalnim postupcima.

Na kraju rada biti će provedena diskusija u kojoj će se komentirati u kojoj mjeri je digitalizacija postupka uspješno riješila određene probleme, koji su to novonastali problemi povezani sa CAD-CAM tehnologijama i potencijalna mjesta za njihov dodatni razvoj.

2. Stomatološka protetika

Stomatološka protetika je grana stomatologije koja se bavi uspostavljanjem i održavanjem oralne funkcije nadoknadom izgubljenih zuba i tkiva umjetnim nadomjescima, osiguravajući na taj način optimalnu zamjenu za zubne krune ili izgubljene prirodne zube i pripadajuća tkiva [3]. Prema [4], stomatološka protetika se dijeli na fiksnu, mobilnu i hibridnu protetiku, a proizvodi se mogu izraditi tradicionalnim ili CAD-CAM postupkom. Fiksna protetika je dio stomatološke protetike koji se u užem terapijskom smislu bavi izradbom krunica i mostova – samostalno ili u suradnji s stomatološkim disciplinama [5]. Mobilna protetika se odnosi na protetske radove koje pacijent sam može demontirati radi potrebne i pravilne higijene tj. čišćenja [4]. Implantološka protetika (ili implantoprotetika) je protetika manjka zuba i pripadajućih struktura na zubnim usadcima (tj. stomatološkim implantatima [6], u nastavku implantat) i podvrsta je stomatološke protetike. Hibridna protetika se sastoji od protetskog rada koji je vijčanom vezom spojen sa implantatom, te ga može izvaditi isključivo stomatolog [4].

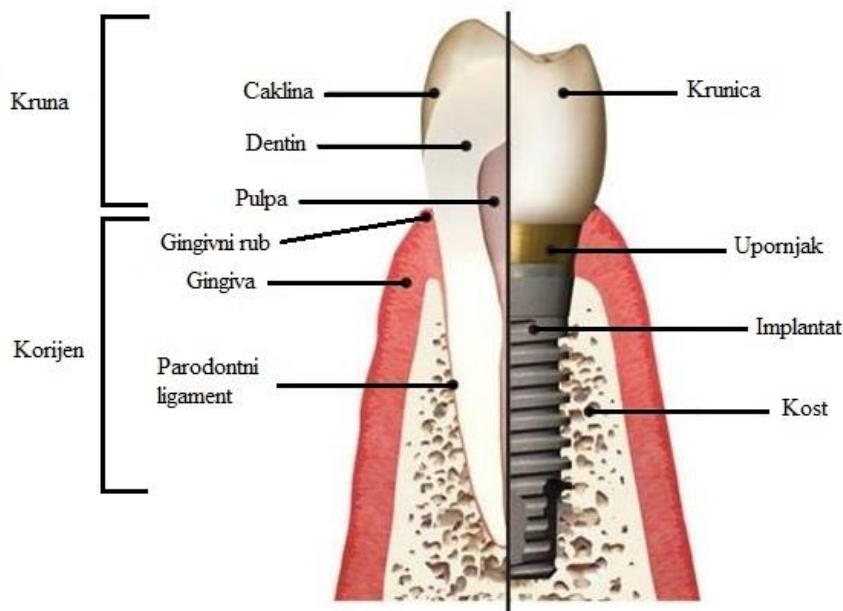
Zub je osnovna žvačna jedinica koju tvore zubna caklina (u nastavku caklina, [7]), dentin, zubni cement i zubna pulpa [3] (slika 1.). Caklina je dio koji izgrađuje i pokriva cijelu površinu zubne krune [6]. Dentin je tvrdo zubno tkivo, slično kosti koje izgrađuje najveći dio zuba [6]. Zubni cement (u nastavku cement, [6]) je tvrdo zubno tkivo koje prekriva dentin u području zubnoga korijena [2]. Zubna pulpa je bogato prokrvljeno tkivo kroz koje prolaze živci, a smješteno je u središnjem prostoru zuba, te je ograničeno dentinom [3].

Na svakom zubu se razlikuju dvije cjeline: kruna i korijen zuba [8]. Prema [7], razlikujemo anatomsku i kliničku krunu zuba. Klinička kruna je dio zuba koji se nalazi u usnoj šupljini izvan, odnosno iznad gingivnog ruba [6], [7]. Anatomska kruna je dio zuba prekriven caklinom [7]. Anatomska i klinička kruna su jednake – ako nema pomicanja okolne gingive. Ako postoje razlike u visini gingivnog ruba, klinička kruna može biti viša ili niža od anatomske krune, ovisno o povlačenju okolne gingive.

Kada se jedan od tih dijelova ošteti potrebno ga je popraviti, a kada nije moguć popravak onda se taj dio mijenja umjetnim dijelom. Krunu je moguće zamijeniti krunicom, korijen zuba implantatom, a upornjak služi kao izbrušeni zub (u nastavku bataljak, [6]). Prikaz navedenih dijelova vidljiv je na slici 1.

Fiksnoprotetski radovi su krunice, mostovi, ljuskice; ispune [9], a implantoprotetski radovi su upornjak i implantat [10]. U sklopu ovog rada opisat će se digitalna izrada krunica, upornjaka i

mostova, dok se izrada implantata neće opisivati. Slijede kratki opisi proizvoda koji će se spominjati u kontekstu ovoga rada.



Slika 1. Dijelovi zuba i ekvivalentni konstrukcijski elementi u dentalnoj protetici [11]

2.1. Krunica

Krunica je fiksno protetski nadomjestak koji potpuno ili djelomično pokriva vanjsku plohu kliničke krune zuba, čime se nadoknađuje morfologija oštećenog krunskoga dijela [6]. Ona je osnovni konstrukcijski element u fiksnoj protetici [9] te kao takav ima i terapijsku ulogu. Nova krunica preuzima prirodnu funkciju biološkog sustava, a po vanjskom je izgledu jednaka prirodnom zubu. Proizvodi se iz materijala koji se funkcijski i morfološki mora uklopiti u zubni niz i okluziju. Okluzija je međusobni dodir prirodnih ili umjetnih zuba gornje i donje čeljusti u svim položajima i kretnjama donje čeljusti [2].

Krunica se pomoću cementa lijepi na bataljak [7]. Svaka krunica se vrednuje prema tri kriterija [9]: marginalnoj liniji – linija dodira, odnosno rub krunice koji je granica prema zubnom tkivu, odnosu prema susjednim zubima ili krunicama, te okluzalnom odnosu sa zubima suprotne čeljusti. U krunici se izrađuje šupljina prema bataljku na koji će se nalijepiti, a morfologija zuba se rekonstruira u odnosu na zagriz. Kako bi se pravilno mogla izraditi morfologija zuba u

odnosu na zagriz potrebno je uzeti otiske obje čeljusti, te otisak zagriža. Bataljak i krunica koju je potrebno montirati vidljivi su na Slika 2.



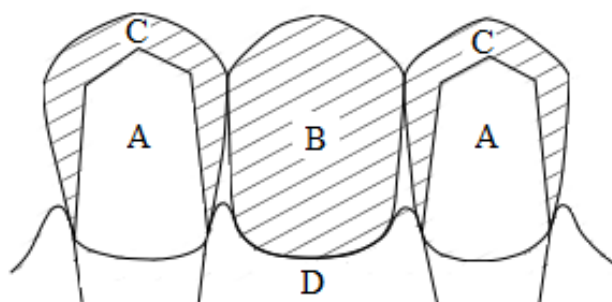
Slika 2. Krunica i bataljak na koji će se montirati [12]

Zadaci krunice su vrlo slični zadacima zubne krune [9]. Okluzijska ploha (ploha u kontaktu sa zubima suprotne čeljusti) funkcijom i oblikom odgovara antagonistima, omogućuje nesmetane kretnje mandibule (donja čeljust, lična kost koja čini zglobove s lubanjskim kostima [13]), prenosi žvačne sile, štiti zub od karijesa i destrukcije, te svojim oblikom i glatkom površinom omogućuje čišćenje i samočišćenje, održava kontinuitet zubnog niza, omogućuje fonaciju, ispunjava biološke zadatke zuba i vraća njegov prirodan izgled [9].

Geometrija protetskih radova je komplicirana, jer morfologija samih zuba nije pravilna. Ona ne sadrži pravilne geometrijske likove i oblike, već razne površine koje nisu jednoznačno određene i teško ih je izmjeriti i definirati. Stoga treba uzeti u obzir da oblik krunice mora morfološki biti približno jednak prirodnoj kruni koju nadoknađuje ili ispravlja, te da se oblik žvačnih ploha mijenja tijekom života, ovisno o trošenju zubi. Zato se protetski radovi modeliraju u skladu sa ostalim zubima pacijenta kako bi zajedno činili funkcionalnu cjelinu [7]. Za krunicu zuba potrebno da glatka i sjajna površina, te da je boja usklađena sa pacijentovom bojom ostalih zubi. Osim iz estetskih razloga, glatka površina se zahtijeva i zbog smanjenja brzine skupljanja bakterija na tim površinama ($R_a < 0,2 \mu\text{m}$ je najpovoljnije protiv skupljanja bakterija; [14], [15])

2.2. Most

Most je fiksoprotetski nadomjestak kojim se nadomještavaju izgubljeni zubi, te se pomoću njega uspostavlja dugotrajna funkcijska, žvačna, fonacijska, profilaktička i estetsko-fizionomska rekonstrukcija stomatognatoga sustava [9]. Stomatognatni sustav (žvačni sustav) je funkcijska cjelina unutar ljudskoga organizma složena od zubiju, žvačnih mišića, čeljusnih zglobova, krvnih žila i živaca, te omogućuje funkciju žvakanja, gutanja i govora [16]. Most je trajno vezan za zube nosače (bataljke) ili implantate, odnosno upornjake [9]. Koriste se kada je potrebno zamijeniti jedan ili više zubi u nizu. S obzirom na izradu i montažu, krunica i most se ne razlikuju, jer je most u stvari niz od nekoliko krunica povezanih u jedinstvenu cjelinu. Konstrukcija mosta se sastoji od 4 dijela [9]: zuba nosača, koštane podloge, sidra i tijela mosta. Zub nosač i koštana podloga pripadaju pacijentu, a sidro i tijelo mosta pripadaju samoj konstrukciji mosta (Slika 3. Keramički most [9]) Funkcija mosta je da prenosi žvačne sile na bataljak ili upornjak. Ako se most radi iz keramičkih materijala moguća je izvedba koja ima konačni izgled zuba, a cijela konstrukcija je tada napravljena iz jednog komada. Ako se radi metal-keramički most, metalna konstrukcija će biti izvedena kao nosiva konstrukcija na koju će se kasnije nadodati keramički materijali kako bi most imao identičnu morfologiju kao i zubi koje treba nadomjestiti.



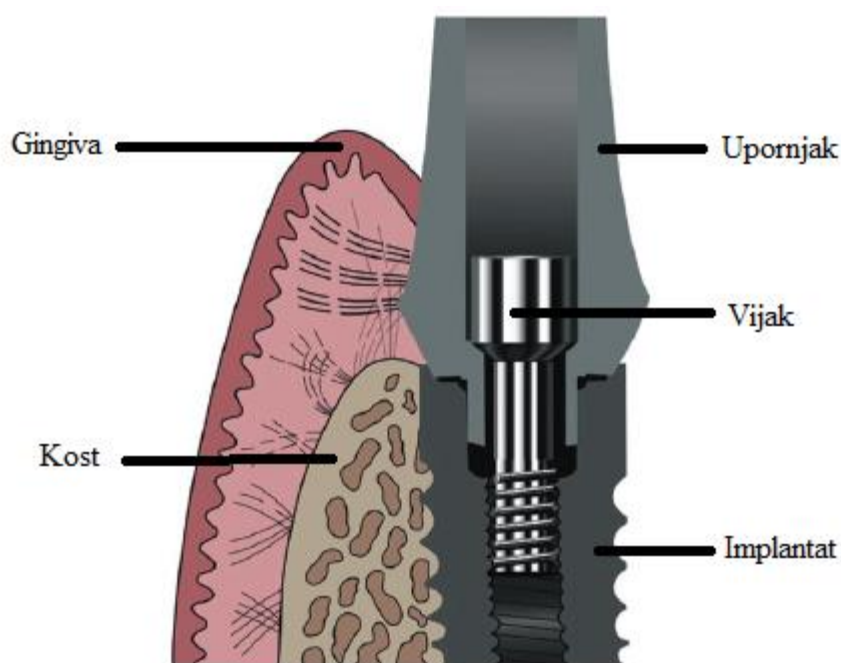
- A - Zub nosač
- B - Tijelo mosta
- C - Sidro mosta
- D - Koštana podloga alveolarnog grebena

Slika 3. Keramički most [9]

2.3. Implantat

Pri vađenju zuba zajedno sa njegovim korijenom, kost gubi strukturnu potporu i cijela čeljust postaje slabija [4]. Implantat je protetski nadomjestak koji mijenja korijen zuba. Implantati su cilindrični, te imaju navoj na vanjskoj površini koja mora imati određenu hrapavost s obzirom na oseointegraciju. Oseointegracija je molekulska veza između zubnoga usatka i kosti [17].

Implantat mora imati grubu, poroznu površinu sa određenom hrapavošću radi uspješne oseointegracije (molekulska veza između zubnoga implantata i kosti [6]; okoštavanje kosti oko implantata, prikazano na Slika 4).



Slika 4. Oseointegracija – veza između kosti i implantata [18]

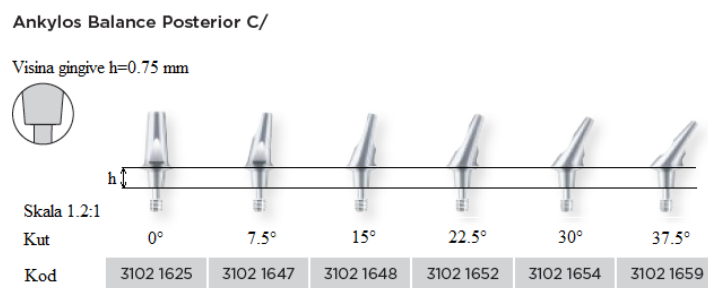
Prema [15], u oralnoj implantologiji postoje 4 klase hrapavosti površine koje se dijele prema prosječnoj visini neravnina R_a (S_a u literaturi):

- $R_a < 0,5 \mu\text{m}$ – glatke površine (npr. polirana površina upornjaka, površina metalne krunice, ...),
- $R_a = 0,5..1 \mu\text{m}$ – minimalno grube površine (npr. tokarena površina implantata),
- $R_a = 1..2 \mu\text{m}$ – umjereno grube površine (najčešći tip površine implantata),

- $R_a \geq 2 \mu\text{m}$ – grube površine (npr. površine obrađene naštrcavanjem sa plazmom).

2.4. Upornjak

Upornjak je prijelazni dio između implantata i krunice, a izgledom i funkcijom imitira bataljak. On se u tijelo implantanta učvršćuje vijčanim spojem. U implantatu postoji provrt sa navojem za vijak, dok se u upornjaku nalazi prolazna rupa sa prijelazom na manji promjer kako bi glava vijka nalegla unutar upornjaka, te time prenijela normalnu silu i ostvarila vijčani spoj prema slici. 4. Upornjak služi kao potporna konstrukcija za montiranje različitih protetskih nadogradnji cementiranjem, uvijanjem ili pričvršćivanjem [19]. Upornjak može biti kataloški ili izrađen individualno u odnosu na lokalnu gingivu oko mjesta montiranja. Kataloški upornjaci su izrađeni unaprijed bez prethodnog uzimanja otiska, te stomatolog odabire dimenzije upornjaka prema katalogu proizvođača (izvadak iz kataloga je vidljiv na slici 5.). (izvadak iz kataloga [20] je vidljiv na slici 5.).



Slika 5. Kataloški upornjak Ankylos tvrtke Dentsply Sirona [20]

Zbog unaprijed definiranih dimenzija glavni nedostatak kataloških upornjaka je taj da neće u potpunosti odgovarati lokalnoj gingivi. Ako je kataloški upornjak previše uzak, između njega i gingive će biti zračnosti u koje ulaze nečistoće koje se teško čiste i nerijetko izazivaju upale. Ako je upornjak pak prevelik, onda on stvara određeni pritisak na lokalnu gingivu i izaziva nelagodu kod pacijenta. Individualni upornjaci se izrađuju prema zubnom otisku, putem CAD-CAM postupka ili modeliranjem u vosku i prešanjem litijevog-disilikata (npr. IPS e.max® Press [21]), kako bi najbolje odgovarali lokalnoj gingivi na mjestu montiranja. Međutim, glavni nedostatak individualnih upornjaka je njihova visoka cijena. Na slici 6. prikazana je usporedba standardnih i individualnih upornjaka, na kojoj je vidljivo kako individualni upornjak u

potpunosti prati lokalnu gingivu, dok kataloški je kataloški upornjak kraći i ne naliježe uvijek cijelom površinom uz lokalnu gingivu.

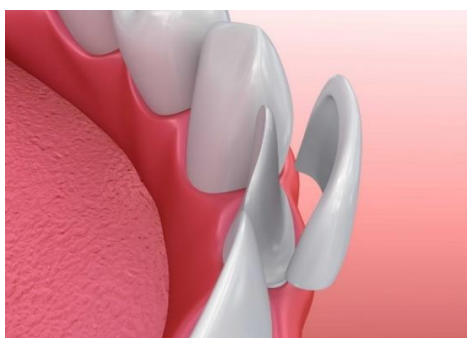


Slika 6. Usporedba standardnih i individualnih upornjaka (lijevo) [22]

2.5. Ostali proizvodi

Ljuskice i ispuni neće biti predmet razmatranja u ovom radu, ali će se opisati na što se odnose ti pojmovi.

Ljuskice se lijepe na prednju stranu zuba, te se na taj način smanjuju veći razmaci između zubi, nadomješta istrošena caklina, vraća oblik zuba ako je okrhnut, poravnavaju zubi i vraća boja (ako ona nije moguće uobičajenim tehnikama izbjeljivanja) [19]. Stoga ljuskice ne mijenjaju cijeli volumen krunice, već samo njen dio. Na slici 7. je primjer zubne ljuskice. Ljuskice se spajaju na prethodno tretirani, tj. pobrušeni zub pomoću trajnog cementa.



Slika 7. Keramička ljuskica [23]

Ispuna se montira u kavitet u krutom stanju kod nadoknade tvrdog zubnog tkiva razorenog karijesom [24]. Ona se koristi kada nije potrebna krunica jer je zub ipak dovoljno sačuvan i relativno neoštećen. Njih nije moguće koristiti kod većih oštećenja, ali su zato minimalno invazivni. Primjer ispune je vidljiv na slici 8.



Slika 8. Keramički ispun postavljen u zub [25]

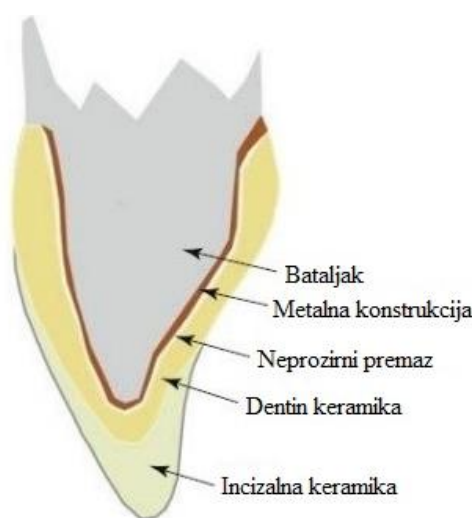
Postoje različite izvedbe ispuna, koje se primjenjuju ovisno o količini štete i površini, odnosno volumenu zuba koji treba nadomjestiti. Umetak (eng. *inlay*) se koristi kada je potrebno nadomjestiti materijal u sredini zuba. Navlaka (eng. *onlay*) je neizravni ispun za nadomještanje tvrdih zubnih tkiva koji pokriva jednu ili više kvržica [24]. Dopuna (eng. *overlay*) je neizravni ispun za nadomještanje karijesom razorenih tvrdih zubnih tkiva koji pokriva sve kvržice [24]. Kada je potrebno nadomjestiti više materijala u sredini zuba, uporaba umetka može dovesti do povećanog pritiska između vrhova zuba, jer umetak može stvoriti povećani pritisak na zub radijalno prema vanjskom dijelu zuba uslijed žvakanja. U takvim slučajevima je povećan rizik od daljnjeg pucanja zuba i zato se tada preporuča uporaba navlaka i dopuna kako bi se sile uslijed žvakanja rasporedile na veću površinu. Na Slika 9. prikazana je vizualna usporedba amalgamskog i keramičkog ispuna. Amalgamski ispun je napravljen tradicionalnim postupkom a keramički CAD-CAM postupkom.



Slika 9. Usporedba tehnike ispune zuba (prije – metalni amalgam; poslije – keramički umetak) [26]

2.6. Tradicionalni postupak izrade

Oprema potrebna za CAD-CAM postupak izrade zahtijeva dodatnu investiciju od strane zubotehničkog laboratorija. Zato se još uvijek koriste tradicionalni postupci izrade. Za tradicionalne postupke potrebna je jeftinija oprema, a proizvodi znatno ovise o sposobnosti tehničara koji izrađuje rad iz razloga što svaki proizvod zahtijeva puno ručnog rada. Tradicionalni postupak izrade protetskog rada bit će opisan na primjeru jedne metal-keramičke krunice jer je krunica osnovni konstrukcijski element u fiksnoj protetici [9]. Metal-keramički radovi sastoje se od nekoliko slojeva keramike na metalnoj konstrukciji, a skica metal-keramičke krunice je prikazana na slici 10. Keramike su nazvane prema funkciji – ovisno o sloju u kojem se nanose. Prije početka izrade modela metalne konstrukcije potrebno je uzeti zubni otisak (pomoću žlice i otisne mase) i napraviti radni model. Radni model je kopija zubi i pripadajuće strukture usne šupljine pacijenta i kao takav, zajedno s otiskom, ima ključno mjesto pri izradi protetskih radova [9].



Slika 10. Shema metal-keramičkog protetskog rada [14]

Uobičajeni radni model izrađuje zubotehničar u laboratoriju, jer je radni model osnova na kojoj se izrađuje protetski rad. Postoji više vrsta radnih modela, a tradicionalno se radni modeli izrađuju od sadre (kalcijev sulfat CaSO_4), odnosno gipsa [6], koja se linearno povećava nakon ljevanja. Sadra se prije lijevanja miješa u vakuumskom aparatu kako ne bi ostali mjehurići zraka u materijalu. Zatim se pomoću vibratora postupno ulijeva u žlicu sa otiskom zubi. Zubotehničar mora dobro poznavati svojstva materijala koje planira koristiti tijekom izrade radnog modela,

jer se radni modeli izrađuju od različitih materijala (ovisno o funkciji radnog modela) koji utječu na njihovu točnost i preciznost zbog različitih faktora istezanja [9]. Vrste radnih modela, njihove funkcije, načini izrade, obrade i materijali od kojih se izrađuju nisu tema ovoga rada. Na slici 11. je vidljiv primjer žlice sa zubnim otiskom i radni model od sadre.



Slika 11. Žlica sa zubnim otiskom (lijevo) i radni model od gipsa (desno) [14]

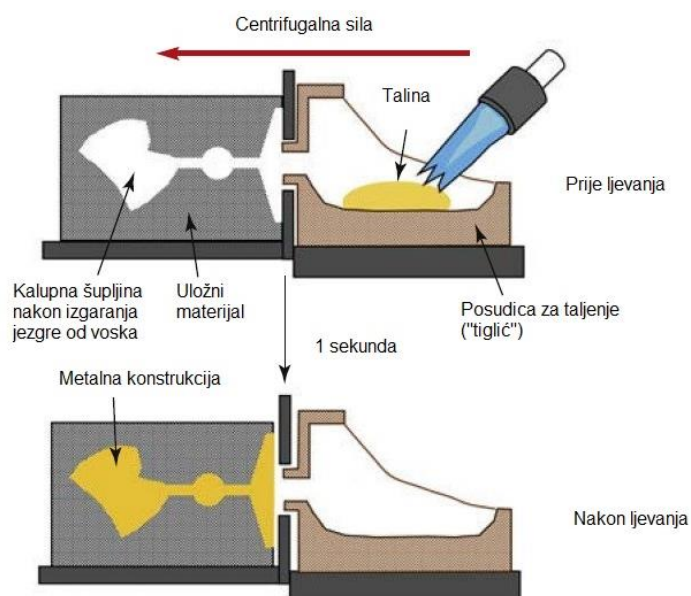
Na radnom modelu se od voska rukom izrađuje model metalne konstrukcije. Za to se koriste razne tehnike nanošenja i oduzimanja voska, te je potrebno imati odgovarajuće instrumente za lakše modeliranje okluzalnih površina koje je razvio P.K.Thomas [9]. Ovi alati imaju različite završetke posebno prilagođene za modeliranje morfologije zubi. U literaturi se navodi kako je poželjno izbjegavati oduzimanje voska, te zube modelirati aditivnom tehnikom, dakle samo nanošenjem slojeva voska. Za modeliranje se može koristiti i pomoć, gdje izrada modela započinje postavljanjem unaprijed napravljenog voštanog modela zuba, na kojega će se dodatno stavljati novi slojevi voska. Unaprijed pripremljeni modeli se rade lijevanjem voska u kalup čime se lijeva prosječni oblik zuba koji će se promijeniti tijekom modeliranja. Konačni model će poslužiti kao jezgra za lijevanje metalne konstrukcije fiksno protetskog rada koja moraju izgledati kao zubi umanjeni za određeni volumen koji će se nadoknaditi keramikom. Keramika se koristi jer ona ima optička svojstva jako slična tkivima od kojih se sastoji prirodan zub.

U procesu izrade metalne konstrukcije se najčešće koristi tehnika lijevanja sa jednokratnom jezgrom [14]. Na voštani model se stavljaju dodaci za pozicioniranje i pojila za talinu i onda se postavlja u kalup. Kalup se prije lijevanja popunjava uložnom masom kako bi u njoj ostala kalupna šupljina kada voštani model izgori. Šupljinu će popuniti talina materijala od kojeg se izrađuje konstrukcija. Na slici 12. je prikazan gotov voštani model i dijelovi procesa prije lijevanja konstrukcije.



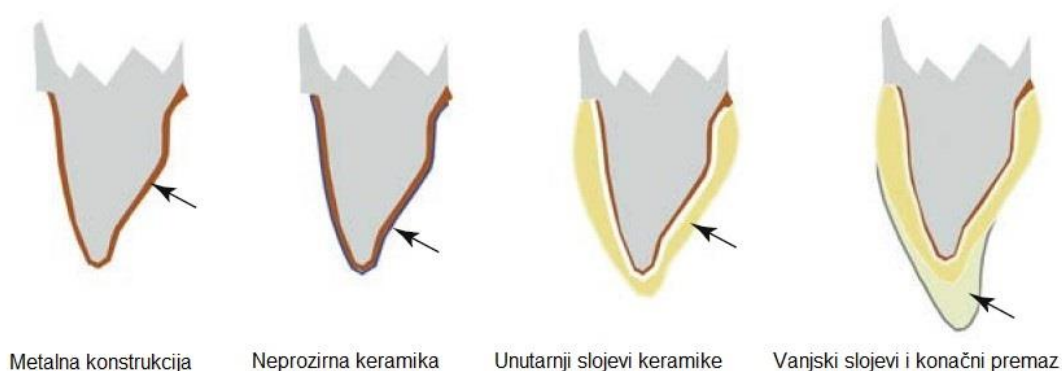
Slika 12. Model metalne konstrukcije od voska (lijevo), jezgra spremna za ulaganje u kalup (sredina) i kalup prije stavljanja uložne mase (desno) [14]

Prema [10], postoji nekoliko tehnika lijevanja u dentalnoj industriji. Da bi se protetski rad uspješno odlio potrebno je zagrijati materijal na određenoj temperaturi i pod određenom silom ga odliti u kalup. Materijal se zagrijava na potrebnu temperaturu plamenikom ili električnim grijačem. Plamenikom se zagrijavaju materijali sa nižim talištima, a električnim grijačem materijali viših tališta [14]. Električni ljevači su u pravilu skuplji, pa se oni češće koriste u većim laboratorijima [10]. Uljevna sila mora savladati površinsku napetost taline i otpor koji stvaraju plinovi u kalupu dok se ona ostvaruje pomoću vakuuma, plina pod tlakom ili centrifugalnom silom. U ovom radu se neće razmatrati razlike u tehnikama lijevanja. Na slici 13. prikazan je princip centrifugalnog lijeva. Postupak ulaganja jezgre od voska je identičan za sve tehnike lijevanja (slika 12.), a način zagrijavanja i ostvarivanja uljevne sile uvelike ovisi o izvedbi stroja, kao što je ranije spomenuto.



Slika 13. Shema procesa centrifugalnog lijeva [14]

Kod centrifugalnog lijeva, samo lijevanje traje do 1 sekunde, ali se hlađenje mora provoditi prema propisanim temperaturnim krivuljama kako bi se dobio ispravan protetski rad bez grešaka [14]. Nakon izrade metalne konstrukcije slijedi nanošenje slojeva keramike. Prvo se nanosi sloj neprozirne keramike kako se ne bi vidjela metalna boja konstrukcije kroz zub. Zatim se nanose slojevi keramike raznih boja i prozirnosti dok se ne postigne konačni oblik zuba (Slika 14).



Slika 14. Redoslijed nanošenja keramike kod tradicionalnog postupka izrade metal-keramičkog protetskog rada [14]

Keramika se nakon svakog nanošenja sinterira u vakuumskim pećima. Konačna metal-keramička krunica prikazana je na Slika 15.



Slika 15. Konačni metal-keramički protetski rad [18]

U literaturi [9], [14], [27] se napominju određena svojstva koja moraju zadovoljavati materijali koji se koriste tijekom izrade metal-keramičkog rada.

Napečena keramika mora ostvariti čvrstu vezu sa slitinom, kako u ustima ne bi došlo do odvajanja keramičkih slojeva od metala. Odvajanje keramičkih slojeva naravno predstavlja problem, jer se protetski rad trajno cementira na zube, a uklanjanje takvog rada je nemoguće bez dodatnog oštećenja pacijentovog prirodnog zuba. Nesinteriran keramika mora imati dobru fleksibilnost kako bi bila olakšana izrada konačnog rada. Keramički slojevi trebaju biti neosjetljivi na ponovna žarenja radi samog procesa slojevanja keramike. Keramika mora imati i estetska svojstva slična prirodnom zubu s obzirom na boju, prozirnost i fluorescenciju. Također treba biti obradljiva, jer se mora brustiti ovisno o zagrizu pacijenta. Iz funkcionalnih razloga materijali moraju imati visoku čvrstoću, a moraju biti i biološki podnošljivi [27]. Razlika u koeficijentima linearnog istezanja između materijala ne smije biti velika kako ne bi došlo do pucanja veze između metalne konstrukcije i keramike. Metalna konstrukcija mora imati nešto niži koeficijent linearnog istezanja od keramike koja se nanosi na nju. Keramika nije duktilna kao i metal, te je manje otporna na vlačno opterećenje. Tijekom hlađenja, metal se mora više skupiti od keramike kako bi u njoj vladalo tlačno opterećenje. Ako se keramika skuplja više od metalne jezgre, u njoj se javlja vlačno opterećenje i na kraju dolazi do loma materijala [14]. Metalna legura mora imati višu temperaturu tališta od temperature sinteriranja keramike kako se ne bi promijenila mikrostruktura metalne konstrukcije kod nanošenja i sinteriranja keramike.

3. Materijali u dentalnoj industriji

U dentalnoj industriji proizvodi se ugrađuju u ljudsko tijelo i zbog toga moraju zadovoljavati određene uvjete. Da bi bilo moguće njihovo uspješno rukovanje i pravilna primjena različitih materijala, potrebno je poznavati njihova svojstva i njihovo ponašanje u različitim uvjetima rada. U dentalnoj industriji postoje materijali koji se koriste u ambulanti, npr. materijali za liječenje zuba i sluznice, zubne ispune, itd., kojima rukuju isključivo stomatolog i stomatološka sestra, a isto tako postoje i materijali koji se koriste samo u zubnom laboratoriju. Njihova svojstva mora poznavati zubni tehničar, ali i stomatolog, kako bi se mogli sporazumjeti o njihovoj namjeni, rukovanju, te mogućim problemima prilikom njihove upotrebe. S nekim materijalima, kao što su npr. različita otisna sredstva, rukuje se i u ambulanti i u laboratoriju, te njih trebaju poznavati stomatološka sestra, stomatolog kao i zubni tehničar, kako bi njihova primjena bila kvalitetna, a eventualne moguće pogreške svedene na minimum. S ciljem izbora što boljeg materijala moramo dobro ocijeniti i uvjete radne okoline. Potrebno je razmotriti postoji li veliki raspon između preostalih zuba nosača mosta, postoji li u tom području snažan žvačni tlak, radi li se o vidljivom ili o stražnjem području usne šupljine, te hoće li materijal biti dovoljno otporan na lom i svijanje uz zadovoljavajući estetski učinak. Također je moguće da ponekad neki materijali nisu dostupni te je potrebno odabrati odgovarajuću zamjenu. Zbog potrebe za boljim i jeftinijim rješenjima, brojni proizvođači ispituju nove i poboljšavaju postojeće materijale. Pri tome se ispunjavaju strogi uvjeti istraživanja i testiranja, uz vrlo precizne analitičke postupke. Nacionalni i međunarodni standardi (ADA, ISO i dr.) [27], [28], [29] propisuju minimalno prihvatljive vrijednosti za pojedina svojstva materijala. Način provjere svojstava materijala je također propisan standardom. U standardima se između ostalog propisuju i postupci eksperimentalnog laboratorijskog ispitivanja, pri čemu se misli na znanstveno-istraživački laboratorij. Na primjer, s obzirom na brojne lomove baze proteze u središnjoj liniji, zbog učestalog savijanja tijekom korištenja, nema smisla ispitivati tvrdoću materijala već zavojnu i zamornu čvrstoću. Određena svojstva koja nisu predviđena u standardima ili nisu dovoljno razrađeni, pa je tako omogućen vrlo šarolik pristup u njihovoj proizvodnji i provjeravanju, a pri tome se najčešće misli na novootkrivene materijale ili na poboljšanja u materijalima koja dovode do novih mogućnosti upotrebe (npr. prije nije bilo potrebno testirati zamornu čvrstoću akrilatne mješavine [27]).

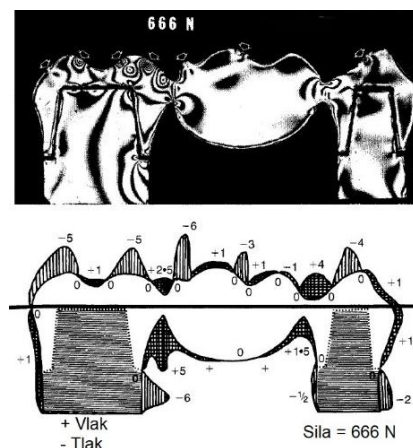
3.1. Karakteristike materijala u dentalnoj protetici

Pandurić [27], 5. poglavlje, upućuje da stomatološki materijali moraju biti biološki podnošljivi, a to se procjenjuje kroz biofunkcionalnost, biokompatibilnost i biodegradaciju. Biofunkcionalnost materijala je sposobnost obavljanja predviđene funkcije kroz određeno vrijeme. Pri tome se misli da protetski rad mora nadoknaditi izgubljeni zub i uspostaviti funkciju cjelokupnog žvačnog sustava [9]. Biokompatibilnost je sposobnost materijala da se biološki inertno ponaša u organizmu (moraju biti netoksični za pacijente, stomatologa i tehničara, ne smiju iritirati oralna i druga tkiva, ne smiju uzrokovati alergijske reakcije i ne smiju biti mutageni i kancerogeni). U svrhu ocjenjivanja ovih karakteristika koriste se kliničke, histološke i mikrobiološke metode. Istraživanja se provode pomoću Silness-Löeov-a indeksa plaka i indeksa krvarenja iz sulkusa (Muhlemann i Son) [27]. Biodegradacija materijala označava promjene koje nastaju na materijalu pod utjecajem sredine u kojoj se nalazi.

Uz kriterije biološke podnošljivosti, materijali koji se koriste moraju zadovoljiti i kriterije koje nameće njihova radna okolina – usna šupljina. Temperatura u usnoj šupljini iznosi u prosjeku 32-37°C. Ipak, ovisno o otvaranju/zatvaranju usta, te o temperaturi hrane i pića koje osoba konzumira, temperature mogu dosegnuti vrijednost u rasponu 0-70°C. Ove vrijednosti potrebno je uzeti u obzir, jer ne smije doći do velike razlike u istezanju materijala uslijed promjene temperature. U suprotnom, može doći do nastanka sitnih šupljina u cementu koji veže zub i protetski nadomjestak, te u njih zatim ulaze i izlaze razne tekućine koje tako troše materijal [14]. Kod sparivanja dva različita materijala također je potrebno voditi brigu o električnim svojstvima materijala, kako bi spriječili mogućnost nastanka galvanske struje i korozije (pacijent u tom slučaju može osjetiti bol i/ili neugodni metalni okus u ustima) [27]. Materijal koji se postavlja na izbrušeni zub mora dobro voditi toplinu kako bi osoba imala brzi odgovor tkiva na promjene temperature (radi subjektivnog doživljaja i zdravlja sluznice; odnosi se na npr. tvrdo zubno tkivo preostalog zuba na koji se stavila protetska nadogradnja). Slina također utječe na materijal koji će se primijeniti, jer je njena prosječna pH vrijednost 4-8,5 pH. Hrana i piće mijenjaju i taj raspon, te on može varirati u rasponu od 2-11 pH [27]. Zubi također imaju estetsku funkciju, pa zbog toga korišteni materijali moraju imati određenu boju, prozirnost i refleksivnost kako bi razlika između preostalih zdravih zubi i novih bila minimalna.

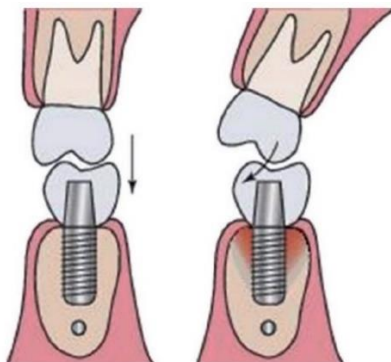
Žvakanje uzrokuje sile koje se prenose na zube i stomatološke nadomjestke. Iznos i smjer sila ovisi o položaju zubi i individualno je različita. Maksimalne žvačne sile idu do vrijednosti i preko 1200 N, dok su prosječne vrijednosti za urbanu populaciju do 500 N na stražnjim zubima

[27]. Vrijednosti žvačnih sila su važne kod određivanja tipa protetskog nadomjestka zbog njegove funkcijske i tehnološke trajnosti. Žvačne sile po jedinici površine zuba mogu doseći i vrijednosti od nekoliko kilograma [27], te ne opterećuju zube jednako i kontinuirano. Opterećenje je stohastičke prirode i kao takvo ima veliki utjecaj na odabir materijala, a primjer silnica naprezanja i dijagrama naprezanja jednog tročlanog mosta vidljiv je na Slika 16.



Slika 16. Silnice naprezanja uslijed djelovanja sile od 666 N na most od 3 člana (gore) i dijagram naprezanja (dolje) [30]

Prilikom pozicioniranja i orijentiranja implantata, mora se voditi računa o tome kako će sile opterećivati implantat prilikom zagriža (Slika 17.). Sile čiji je smjer otklonjen za više od 20° u odnosu na središnju os implantata nepovoljno utječu na vezu između kosti i implantata, te tako znaju inicirati gubitak kosti oko implantata [31]. Također je potrebno voditi računa o debljini kosti koja se nalazi oko implantata i udaljenostima od ostalih struktura poput susjednog implantata ili korijena zuba. Detalji i preporuke o ugradnji implantata mogu se pronaći u [17], [31]. Isto tako bi se trebalo prilikom konstruiranja novog protetskog rada (npr. krunice) voditi računa o tome kako će konačna rezultatna sila djelovati na implantat. Minimalna mehanička svojstva dentalnih materijala propisuju Američki nacionalni institut za standarde (eng. *American National Standards Institute*, ANSI), Američka stomatološka udruga (eng. *American Dental Association*, ADA) [29] i Internacionalna udruga za standardizaciju (eng. *International Organization for Standardization*, ISO) [28]. Specifikacije materijala i minimalni standardi kvalitete mogu se pronaći na web-stranici ADA-e (www.ada.org) ili ISO-e (www.iso.org) [14].



Slika 17. Povoljan smjer opterećenja implantata duž središnje osi (lijevo) i opterećenje momentom uslijed nepovoljnog smjera opterećenja na implantat (desno) [31]

Važno je istaknuti kako je potrebno koristiti samo materijale sa oznakom „CE“, dok doktor u suradnji sa laboratorijem odlučuje koji će se materijali koristiti tijekom izrade protetskog rada. Oznaka „CE“ ima međunarodno značenje da je proizvod certificiran od strane službene osobe i da kao takav odgovara propisanim standardima.

3.2. Vrste materijala u dentalnoj protetici

Prilikom izrade protetskog rada koristit će se razni materijali koji će se sparivati kako bi se što kvalitetnije izradio protetski rad s obzirom na situaciju u usnoj šupljini i cijenu materijala. Metalne legure se najčešće koriste kao nosiva konstrukcija protetskog rada, a vanjsku morfologiju zuba čini keramički materijal (metal-keramički radovi). Takvim sparivanjem materijala dobiva se nosiva konstrukcija koja je lagana i duktilna, a vanjsku morfologiju čini materijal visoke čvrstoće i dobre estetske funkcije. Moguće je napraviti i potpuno keramički protetski rad (npr. most) za najbolji estetski rezultat, jer tada neće biti vidljiva sivkasta metalna boja koja se vidi kroz transludentnu keramiku kada je sinterirana na metalnoj konstrukciji. Polimerni materijali se koriste za izradu privremenih radova, radnih modela, kirurških šablona (pomoćne vodilice za bušenje i razvrtavanje kosti prilikom ugradnje implantata – oblik provrta vodi alate kojima se buši kost i ograničava maksimalnu dubinu bušenja kako implantat ne bi bio pogrešno ugrađen), ortodontskih naprava, udlaga i kvačica (eng. *retainer*). U nastavku će biti opisani materijali koji se koriste u digitalnim procesima izrade protetskih radova (materijali korišteni tijekom CAD-CAM procesa).

3.2.1. Metalne legure

Metali se u dentalnoj industriji koriste za izradu konstrukcije protetskog rada, implantata i uponjaka. Metalna konstrukcija uključuje metalne dijelove krunica i mostova, te bazu djelomičnih proteza. Oni se koriste i kod izrade mnogih drugih stomatoloških proizvoda, poput kolčića, no oni nisu tema ovoga rada. U stomatološkoj protetici rijetko se primjenjuju čisti metali. Metali se legiraju kako bi im se poboljšala mehanička svojstva koja inače posjeduju u čistom stanju, a to se najviše odnosi na otpornost prema koroziji (zahtjev biokompatibilnosti je usko vezan uz otpornost na koroziju, [14]). Uz ove kriterije, metalne legure moraju zadovoljavati i sve ostale kriterije koji su navedeni u prethodnom poglavlju o karakteristikama materijala. Metalne legure se koriste kod izrade metalne konstrukcije protetskog rada. Oni se odabiru u slučaju kada estetska svojstva nisu najvažnija ili kada će na rad djelovati opterećenja koja će od nosive konstrukcije zahtijevati veću duktilnost nego što to pruža keramika (visoka zamorna opterećenja, [27]). Ponekad se u slučaju loma određenog dijela ne mora nužno ponovno izrađivati protetski rad, već se on može popraviti zavarivanjem ili lemljenjem, te je zato potrebno da su legure ujedno i zavarljive. U ovom radu opisati će se titan i njegove legure, te kobalt-krom legure koje se koriste u CAD-CAM postupcima izrade.

Sve metalne legure koje se koriste za izradu dentalnih protetskih radova moraju zadovoljavati prethodno navedene uvjete koji su opisani u prethodnom poglavlju u tradicionalnom postupku sinteriranja keramike na metalnu konstrukciju.

Titan i legure titana

Titan se koristi kod izrade implantata, uponjaka i metalnih konstrukcija. On je jedini materijal koji se koristi i u svom čistom stanju zbog visoke otpornosti na koroziju i visoke biokompatibilnost (titan ima mogućnost brzog stvaranja oksidnog sloja koji je baza za biokompatibilnost i otpornost na koroziju, [30]). Titan odlikuje svojom visokom savojnom čvrstoćom i niskom gustoćom, te visokim omjerom čvrstoće i gustoće. S ciljem postizanja više temperature taljenja (kako ne bi došlo do promjene mikrostrukture kod sinteriranja keramike prilikom izrade metal-keramičkih radova, reaktivnosti u tekućem stanju i različitog toplinskog koeficijenta istezanja u odnosu na keramiku) (objašnjeno u poglavlju 1.2.), titan se legira sa dodatnim elementima (Al, V, Fe, O) kako bi se dobila prikladna legura za metal-keramičke radove. Ti-6Al-4V je najčešća legura titana u dentalnoj industriji [32], [27]. Legure titana su otporne i na zamor i puzanje, toplinska istezljivost im je niska, a i postoje su i u različitim

agresivnim sredinama [18]. Od titana se također proizvode valjčići za izradu upornjaka (poluproizvod sa gotovim spojem za implantat iz kojeg se glodanjem izrađuje upornjak; eng. *Premill*), diskovi za glodanje, vijci za spajanje i platforme za hibridne upornjake (eng. *t-base* ili *link*, služi kao metalna baza na koju se lijepi keramičko tijelo upornjaka; metalna baza služi kao spoj keramičkog dijela sa implantatom), a svi navedeni dijelovi su prikazani na Slika 18.



Slika 18. Titanski disk tvrtke Scheftner (lijevo) [33] i titanski proizvodi tvrtke GeoMedi (s lijeva na desno redom: vijak, kratka platforma za hibridni upornjak, duga platforma za hibridni upornjak, laboratorijski implantat, tijelo za skeniranje i valjčić) (desno) [34]

Kobalt-krom legure

Kobalt-krom legura se počela koristiti kao zamjena za nikal-kobaltove legure, jer nikal može djelovati kao alergen [27]. Prema [14], kod ljudi koji su alergični na slobodne ione koje otpuštaju metalne legure najčešće su reakcije na nikal (8-15%). Kobalt određuje osnovna mehanička svojstva i livljivost, a krom povećava otpornost na koroziju zbog povećanja mogućnosti stvaranja pasivnog sloja oksida na površini legure. Kobalt-krom legure također sadrže molibden, silicij, aluminij i ugljik (kojeg u legurama za metal-keramiku ne smije biti više od 0,3 do 0,5 %, [27]), a otporne su i na zamor. Od CoCr-legura se izrađuju diskovi za obradu glodanjem i djelomično sinterirani diskovi/bloкови za glodanje prikazani na Slika 19 (za slabije strojeve koji ne mogu obrađivati potpuno sinterirani CoCr disk).



Slika 19. CoCr disk tvrtke Scheftner (lijevo) [33] i CoCr disk i blokovi tvrtke Dentsply Sirona [35]

3.2.2. Konstrukcijska keramika

Keramika se koristi za izradu vanjske morfologije zuba jer je zbog estetskih svojstava vrlo slična prirodnom zubu. Također mora imati visoku čvrstoću zbog samog procesa žvakanja. Keramika odlikuje povoljnom kombinacijom optičkih svojstava (refleksija, translucencija i prozirnost) sa mehaničkim i biološkim svojstvima. U zubnoj industriji teži se za materijalom koji će se koristiti za izradu potpuno keramičke krunice koja će bez metalne konstrukcije zadovoljiti primjenu. Pri tome se najviše misli na stražnje zube gdje su zbog većeg žvačnog opterećenja visoki zahtjevi za tvrdoćom i čvrstoćom materijala [27]. Kombinacija sa metalnom konstrukcijom je vizualno lošija od potpuno keramičkog rada, jer se ona vidi kroz slojeve keramike i nema propusnosti svjetla kakvu ima prirodan zub. Najviše se koriste kod izrade protetskih radova za prednje zube jer zbog visoke čvrstoće keramika je krhka i može doći do pucanja rada uslijed prevelikog pritiska tijekom žvakanja.

Prema [14], [27] i [36], dentalna keramika sastoji se od glinenca, kvarca i kaolina ($K_2O - Al_2O_3 - SiO_2$). Sačinjava ih pretežno amorfnu fazu (matrica) sa niskim udjelom leucita (kalij aluminijev silikat – alfa $K[AlSi_2O_6]$). Udio leucita određuje prozirnost, čvrstoću i koeficijent linearnog istezanja, a sa njegovim porastom udjela rastu i navedena svojstva. Dentalne keramike također sadrže metalne okside koji određuju boju i fluorescenciju materijala.

Suvremeni keramički materijali se dijele na sljedeće glavne skupine keramike: keramika za pečenje na slitinu (glinička keramika, metal-keramika), hibridnu keramiku, te potpunu keramiku (staklokeramika, aluminijoksidna keramika i cirkonijeva keramika) ([27], [32]).

Glinička keramika (keramika za pečenje na slitinu, metal-keramika)

Glinička keramika je vrsta keramičkog materijala koji se u slojevima nanosi na metalnu konstrukciju. Materijal svojim sastavom odgovara glinici, ali sadrži i druge značajke poput: Na_2O, Li_2O, CaO, MgO i B_2O_3 . Koristi se kao jezgreni i obložni materijal u potpuno keramičkom protetskom radu [32]. Keramika se koristi za izradu metal-keramičkih konstrukcija. Keramika prekriva cijelu metalnu konstrukciju i rješava estetske probleme, dok metalna konstrukcija doprinosi svojom čvrstoćom i tvrdoćom. Keramika mora imati sljedeća svojstva: mora moći ostvariti čvrstu vezu sa slitinom; mora imati usklađen toplinski koeficijent istezanja sa metalnom konstrukcijom; mora imati dobru oblikovljivost i stabilnost oblika, nisku kontrakciju tijekom pečenja; mora biti neosjetljiva na ponovna žarenja; mora pouzdano reproducirati boje; mora imati određenu prozirnost i fluorescenciju; mora se moći obrađivati

odvajanjem čestica kao i polirati; te mora biti postojana u ustima, biokompatibilna i imati visoku čvrstoću. Česta mana je prosijavanje metalne konstrukcije oko marginalne linije nadomjestka, te neusklađenost termičkih koeficijenata keramike i metalne konstrukcije, zbog čega dolazi do lomova ili napuknuća konstrukcije, odnosno keramike. Metal-keramički radovi najčešće se koriste kod izrade protetskih radova stražnjih zubi, a metalna konstrukcija ne smije biti deblja od 0,5 mm na dijelu gdje će se nanijeti keramika [14]

Hibridna keramika

Hibridna keramika sastoji se od keramike s dodatkom polimerima. Zbog izrazitog svojstva propuštanja svjetla, hibridna keramika ima optička svojstva najsličnija prirodnim zubima (Slika 20). Materijal je prilagođen ordinacijskoj uporabi izrade nadomjeska u jednom posjetu. Hibridna keramika se lako obrađuje odvajanjem čestica, postoje razne boje, te ima povećanu elastičnost u odnosu na ostale vrste keramike zbog polimerne faze.



Slika 20. Vita Enamic blok, za CAD-CAM obradu od hibridne keramike, tvrtke Vita [37]

Staklokeramika

Staklokeramika je polikristalni materijal koji se dobiva kontroliranom kristalizacijom stakla [37]. U prvoj fazi se staklo rastali, oblikuje i ohladi. U drugoj fazi se zagrijava do nastanka klica kristala, a u trećoj fazi se dodatno povećava temperatura radi povećanja kristala i nastanka staklokeramike. Na kraju procesa potrebno je provesti polagano i potpuno hlađenje kako zaostala naprezanja u materijalu ne bi prouzročila lom [37]. Kod nekih staklokeramika (npr. Dicora), neophodan je toplinski postupak sinteriranja [37] (keramiziranja) kako bi materijal ostvario potrebne vrijednosti mehaničkih svojstava. Nakon dovoljne kristalizacije u procesu sinteriranja, svojnja čvrstoća doseže vrijednosti oko 300 MPa. Ovu fazu je potrebno provesti jer ju proizvođač sirovca nije proveo do kraja kako bi bila olakšana obrada zbog niže tvrdoće i čvrstoće.

Staklokeramika za strojnu obradu se ojačava leucitima (KAlSi_2O_6). Takvo ojačanje je postignuto razlikom u koeficijentima termičke istezljivosti leucita i staklene matrice, zbog čega je cijeli materijal opterećen tlačno. Ova vrsta keramike ima visoku tlačnu čvrstoću, a gustoću i tvrdoću ima sličnu prirodnoj caklini. Jako visoka tvrdoća uzrokuje povećano trošenje cakline prirodnoga zuba prilikom kontakta sa protetskim radom tijekom žvakanja. Staklokeramike ojačane leucitom imaju prirodnu prozirnost, čvrstoću od 150-180MPa, otpornost na širenje pukotine $K_{IC} = 1,3 \text{ MPa m}^{1/2}$ i dobru otpornost na zamor materijala. Najčešće se koriste za izradu ispuna (poglavito za prednje zube), djelomičnih i potpunih krunica.

Staklokeramika se može ojačati i dodavanjem litijevog oksida u aluminosilikatno staklo (gusto raspoređena mreža litijev disilikatnih kristala jednolično se širi kroz cijelu strukturu materijala i time poboljšava mehanička svojstva [32]). Takvu vrstu keramike nazivamo litijev disilikatna keramika. Litijev disilikatna keramika se koristi za izradu nosivih konstrukcija protetskih nadomjestaka, krunica u prednjoj i stražnjoj regiji, te tročlanih mostova u prednjem dijelu čeljusti. Primjer poluproizvoda prikazan je na Slika 21.



Slika 21. IPS Empress leucitom ojačani staklokeramički blok za CAD-CAM obradu tvrtke Ivoclar Vivadent (lijevo)[39] i litijev disilikatna keramika (IPSe.max, Ivoclar Vivadent) (desno) [32]

Aluminijoksidna keramika

Aluminijoksidna keramika dobiva se dodavanjem određene količine Al_2O_3 gliničnoj keramici, te ju razvrstamo u dvije skupine [32] – keramike niže i više gustoće. Manje guste keramike sadrže amorfnu fazu (silicijev dioksid - SiO_2 ili staklo) i kristalnu fazu (aluminijev oksid – Al_2O_3). Ovakve aluminijeve keramike se obrađuju prije sinteriranja na konačni oblik, te se moraju infiltrirati lantanovim staklom.

Vrlo guste sadrže preko 99% kristalne faze, odnosno aluminijevog oksida i imaju visoka mehanička svojstva, te ih iz tog razloga nije potrebno dodatno ojačavati. Mogu sadržavati

aditive poput magnezijevog oksida (MgO), cirkonijevog oksida (ZrO_2) i kromovog oksida (Cr_2O_3) kako bi se dodatno poboljšala mehanička svojstva. Sirovi materijal je unaprijed sinteriran. Zbog toga ima visoku tvrdoću i čvrstoću (tvrdoća po KNOOP-u je $460 \frac{\text{kg}}{\text{mm}^2}$, a čvrstoća doseže do 547 MPa) i teško se obrađuje odvajanjem čestica. Prednost ovakve keramike je to što nema promjene dimenzija prilikom izrade. Zbog visokih mehaničkih svojstava poput čvrstoće, ove keramike se koriste za izradu nosivih konstrukcija i jezgri protetskih radova.

Cirkon dioksidna keramika

Glavni spoj u cirkonijevoj keramici je cirkonijev dioksid (ZrO_2). Može se sastojati od monoklitske, tetragonske i kubne kristalne strukture [36]. Kako bi se zadržao u tetragonskoj fazi pri sobnoj temperaturi potrebno mu je dodati itrijev oksid kao stabilizator (Y_2O_3) jer itrij ujedno povećava i žilavost što je prednost cirkon dioksidne keramike. Materijal je u ovome stanju samo djelomično stabiliziran i može se zbog površinskih naprezanja vratiti u monoklitsku strukturu (zato se materijal ujedno zove i cirkonijev dioksid djelomično stabiliziran itrijem, odnosno Y-PSZ cirkonska keramika). Korisno svojstvo ovog materijala je, što se pri pojavi pukotine, kristalna zrna povećavaju i vraćaju u monoklitsku fazu, te na taj način zatvaraju pukotinu [32]. Nakon obrade potrebno ga je sinterirati na konačni oblik, što je ujedno i njegov glavni nedostatak s obzirom da se rad mora predimenzionirati prilikom izrade prema uputama proizvođača sirovca.

Cirkonoksidna keramika se lako obrađuje (obrađuje se u nesinteriranom stanju), ima najvišu savojnu čvrstoću (preko 900 MPa) i tvrdoću. Tlačna čvrstoća je oko 2000 MPa [36]. Zbog visokih mehaničkih svojstava koristi se kao jezgra protetskog rada i nosiva konstrukcija mostova od više članova.

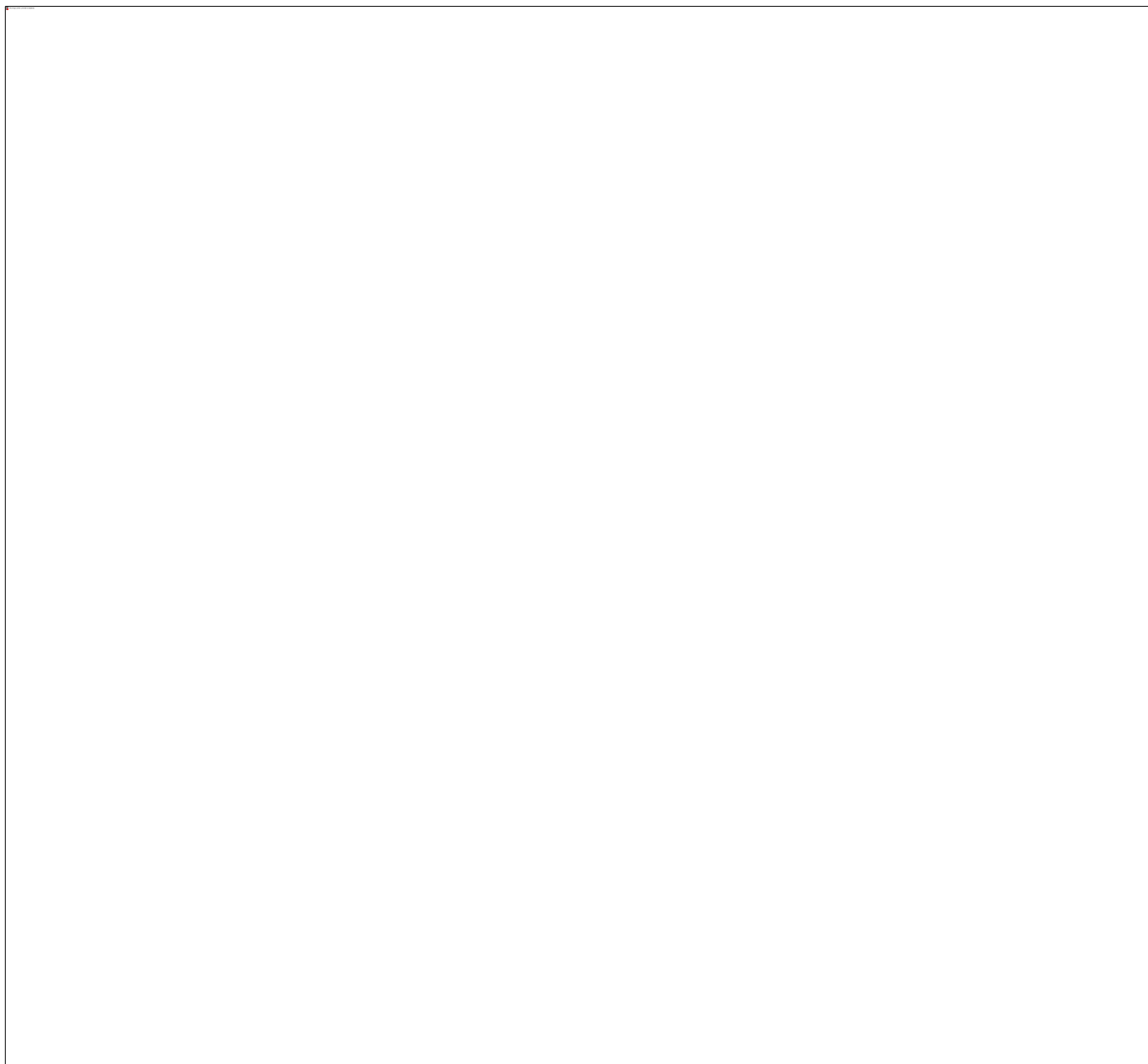
4. CAD-CAM sustavi u dentalnoj industriji

CAD-CAM sustavi u dentalnoj industriji sastoje se od tri osnovna dijela: jedinice za skeniranje, CAD jedinice i CAM jedinice. Jedinica za skeniranje sadrži kamere visoke rezolucije za snimanje zuba i računalo za obradu prikupljenih snimki i izradu CAD modela zubnog otiska. CAD jedinica se sastoji od računala i CAD programa za konstruiranje protetskog rada. CAM jedinica sadrži računalo za obradu CAD modela protetskog rada i izradu G-koda, te stroja za izradu rada [40]. Ovakav pristup izradi protetskih radova znatno skraćuje vrijeme i troškove potrebne za dobivanje otiska, oblikovanje rada, te njegovu izradu. Kvaliteta proizvoda je veća, a mogućnost grešaka manja.

Postoje tri načina implementacije procesa digitalne izrade zubnih nadomjestaka [40]:

- direktna izrada u ordinaciji (*eng. chairside*),
- kombinirana organizacija ordinacije i zubotehničkog laboratorija,
- centralizirana izrada u proizvodnom centru.

Princip primjene CAD-CAM sustava u dentalnoj industriji biti će objašnjen na principu izrade individualnog upornjaka. Za izradu individualnog upornjaka potrebno je, osim točne situacije u zubnoj šupljini pacijenta, dobiti i točne informacije o položaju i orijentaciji implantata postavljenog u kost. Kako bi se dobile potrebne informacije o implantatu u kosti, u implantat je prije intraoralnog skeniranja potrebno pričvrstiti pomoćno tijelo za skeniranje (*eng. scanbody*). Geometrija tog tijela je ovisna o tipu implantata. U CAD programu se označava baza podataka prema tipu implantata, jer se u bazi podataka nalaze CAD modeli tijela za skeniranje i laboratorijskog implantata koji su u točno određenom relativnom međusobnom položaju i orijentaciji, isto kao i tijelo za skeniranje u odnosu na implantat. CAD program, nakon odabira određene baze, spaja sve u jedinstveni koordinatni sustav. Relativni međusobni položaji CAD modela mora odgovarati relativnim međusobnim položajima implantata, tijelu za skeniranje i konačnog upornjaka na stvarnom radnom modelu, odnosno implantatu u kosti. Kada se modeli iz baze podataka usklade sa digitalnim radnim modelom, takav digitalni radni model sadrži točne informacije o stvarnom položaju i orijentaciji implantata u kosti. Nakon toga slijedi konstruiranje protetskoga rada na digitalnom radnom modelu. Tok cijelog procesa vidljiv je na Slika 22.



Slika 22. Dijagram CAD-CAM procesa u dentalnoj industriji, slike preuzete iz [34]

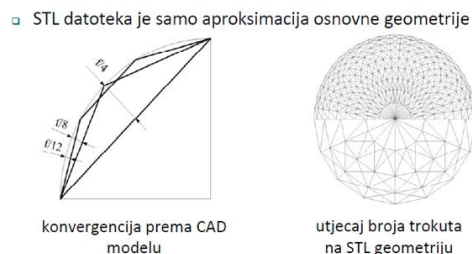
Upornjak se izrađuje iz poluproizvoda i na taj način se ne mora obrađivati spoj za implantat, jer je taj spoj izrađen na znatno preciznijem i skupljem stroju koji služi za serijsku proizvodnju navedenih poluproizvoda. Također nema potrebe za opsežnim znanjem iz obrade odvajanjem čestica, jer CAM programi dolaze sa gotovim predlošcima obrade raznih materijala i tipova proizvoda, te uglavnom ne dozvoljavaju korisniku da utječe i mijenja parametre obrade i tipove alata, odnosno glodala. Glodalice su namijenjene zubarskim laboratorijima kojima nije fokus na serijskoj proizvodnji i nisu im potrebne spomenute vještine i znanja, te zbog tih razloga

specijalizirani CAM programi uglavnom imaju zaključane parametre obrade proizvoda i takvi se isporučuju zajedno sa strojem. Moguće je kupiti dodatne module u CAM programu koji bi omogućio korisniku promjene parametara obrade, ali ti su moduli skupi i potrebno je uz njih platiti i edukaciju od samog proizvođača CAM programa.

4.1. Digitalizacija radnog modela

Tradicionalni postupci izrade protetskog rada započinju uzimanjem otiska zubi pomoću sredstva za otisnu masu (individualna žlica) i otisne mase. Na taj način se dobije kalupna šupljina za lijevanje radnog modela od gipsa. Nakon izrade gipsanog radnog modela, zubotehnički laboratorij na radnom modelu izrađuje protetski rad. Radni model se izrađuje kako bi zubotehnički laboratorij imao točnu sliku o situaciji u zubnoj šupljini pacijenta za kojega je potrebno izraditi protetski rad.

U digitalizaciji dentalnih procesa koriste se 3D skeneri kako bi se mogao napraviti CAD model koji predstavlja digitalni otisak koji služi za izradu protetskoga rada. CAD model je uobičajeno u STL formatu – skica STL opisa geometrije je vidljiva na Slika 23. (eng. *Standard Triangulation/Tessellation Language*, [41]).



Slika 23. Prikaz STL opisa geometrije [41]

STL datoteka sadrži mrežu trokuta koja opisuje vanjsku površinu geometrije proizvoda koje se dobivaju iz točaka koje je prikupila kamera skenera. Snimljene točke se obrađuju u računalnom programu, gdje se suvišne točke i smetnje uklanjaju, te se računa aproksimacija površina s ciljem povezivanja u konačni CAD model [42]. Kako bi se prikupile informacije o geometriji proizvoda potrebno je – snimiti proizvod, obraditi prikupljene podatke (postprocesiranje) i izraditi CAD model. Sukladno tome, strategija skeniranja treba razmotriti sljedeće [42]: količinu proizvoda koje je potrebno skenirati (jedan ili više njih); veličinu proizvoda (veliki ili mali proizvod); složenost proizvoda (jednostavni ili komplicirani proizvod); materijal

proizvoda (tvrdi ili mekani, prozirni ili neprozirni); kvalitetu površine proizvoda (sjajni ili matirani proizvod); geometriju proizvoda (vanjska ili unutarnja, jednostavna ili komplicirana) i potrebnu preciznost. Ako se skenira više proizvoda potrebno je veće radno područje skenera, a ako će se snimati sjajni proizvodi potreban je sprej za uklanjanje sjaja, te ako se snima složeni proizvod potrebno je snimiti različite dijelove i sklopiti njihove modele u zajednički, te je potrebno omogućiti prihvat na skener ako to dozvoljava veličina proizvoda. Ovo su sve uvjeti koji imaju utjecaj na strategiju skeniranja objekta.

Tehnike skeniranja proizvoda se dijele na kontaktne i bezkontaktne [42]. Skeniranje se sastoji od odabira pravilne tehnike skeniranja, pripreme proizvoda koji se mjeri, te samog skeniranja proizvoda. Prije skeniranja proizvoda potrebno je kalibrirati uređaj, ako nije navedeno od strane proizvođača da se kalibracija može provoditi i rjeđe.

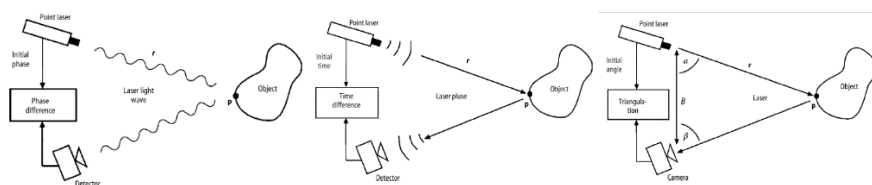
Kod kontaktnog skeniranja podaci o površini predmeta skeniranja uzimaju se pomoću probe koja dodiruje površinu. Proba se montira na robotsku ruku, pomoćni držač ili se ručno pomiče po površini predmeta (slika 24). Vrijeme potrebno za skeniranje ovisi o veličini predmeta.



Slika 24. Kontaktni skener DS10 tvrtke Reinshaw montiran na držač i vođen ručno [43]

Bezkontaktni skeneri uzimaju podatke o geometriji predmeta koji se skenira pomoću lasera, kamera i senzora. Ovaj princip skeniranja uključuje dvije jednako udaljene kamere, te razlikuje dva različita načina – pasivno i aktivno stereo snimanje. Pasivno stereo snimanje podrazumijeva dvije jednako udaljene kamere i pasivno osvjetljenje, odnosno nema dodatnog izvora osvjetljenja osim osvjetljenja iz okoline. Aktivno stereo snimanje podrazumijeva aktivnu promjenu osvjetljenja predmeta (uobičajeno laser) [42]. Aktivno stereo snimanje se dalje može

podijeliti na tri glavne kategorije prema principu rada. Kontinuirana valna modulacija mjeri promjene u fazi kroz koje prolazi snop svjetlosti dok putuje između izvora, objekta i senzora (Slika 25. lijevo). Sljedeći princip mjeri vrijeme koje je potrebno svjetlu da prijeđe put između izvora, objekta i senzora (Slika 25. sredina). Treći princip koristi metodu triangulacije i to na način da se računa udaljenost preko poznatih kuteva između izvora svjetla, objekta i senzora (Slika 25 desno). Primjer 3D skenera vidljiv je na Slika 26.



Slika 25. Princip rada - kontinuiranja valna modulacija (lijevo), mjerenje vremena preleta (sredina) i triangulacija (desno) [42]

Iako ovi uređaji prikupljaju velike količine podataka (velik broj snimaka) u relativno kratkom vremenu i oni imaju svoje nedostatke [42]: cijena jako preciznih skenera je visoka, dok neki uređaji imaju problema sa opisom površina paralelnih sa osi lasera. Kako ovi skeneri prikupljaju podatke putem svjetlosti, na preciznost mjerenja znatno utječu karakteristike površine, te je sjajne površine potrebno premazati tankim premazom prije skeniranja koji unosi dodatnu grešku mjerenja zbog svoje debljine. Preciznost ovisi i o kvaliteti algoritama i programa koji obrađuju slike.



Slika 26. 3D skener Atos tvrtke GOM [46]

Postoje dvije tehnike skeniranja u dentalnoj industriji. Direktno skeniranje znači da se zubi skeniraju intraoralno, tj. direktno u ustima pacijenta pomoću ručnog skenera (intraoralni skener). Digitalnu sliku izrađuje računalo na koje je spojen ručni skener. Indirektno skeniranje se radi ekstraoralno, odnosno izvan usta pacijenta na radnom modelu. Kod indirektnog skeniranja se prije samog uzimanja otiska na implantat pričvrsti transfer (eng. *transferbody*). Transfer se postavlja da bi oblikovao šupljinu u gipsanom modelu. Nakon stvrdnjavanja otiska, u model se postavlja laboratorijski implantat (eng. *3D analog*) koji je orijentiran i pozicioniran jednako kao i stvarni implantat zatim se na njega stavlja pomoćno tijelo za skeniranje.

Radni model se može skenirati pomoću intraoralnog i ekstraoralnog skenera, a zubi pacijenta se mogu skenirati jedino direktnim putem pomoću intraoralnog skenera. Intraoralni skeneri se sastoje od mobilne jedinice koja ima računalo i monitor, te ručnog skenera koji u glavi ima izvore svjetla, senzore i kamere (Slika 27.). Glava skenera se pozicionira iznad zuba, te se dobiva digitalni otisak koji se automatski prikazuje na ekranu skenera kako i korisnik imao kontrolu nad procesom skeniranja.



Slika 27. Mobilna jedinica intraoralnog skenera *Dental Wings* (lijevo) i ručni skener (desno) [45]

Izlazna datoteka je u STL ili PLY formatu, a postoji i opcija internog formata ovisno o proizvođaču sustava. Prednost intraoralnog skenera je ta što se znatno smanjuje ukupno vrijeme izrade otiska, a znatno je smanjena i nelagoda pacijenta (tradicionalna otisna masa zahtjeva neko vrijeme kako bi se stvrdnula) i nema mogućnosti da se model ošteti putem transporta. Velika prednost je ta što ne dolazi do linearnog istezanja radnog modela koja je uobičajena za gipsane radne modele [9]. Nedostatci su to što je izrazito teško skenirati sjajne površine, te se ne može uvijek spriječiti kontakt krvi i sline na mjestima skeniranja. Uzrok tome je što se

pacijenti skeniraju neposredno nakon obrade zubi na koje će doći protetski rad (natečena gingiva oko zuba, krvarenje, slina, sam materijal zuba ima reflektirajuću površinu). Greška skeniranja se znatno povećava kod skeniranja više od 6 zubi u nizu, te je potrebna velika vještina korisnika skenera, ali i osobe koja konstruira rad kako bi konačni rad tako velikog opsega bio uspješan kod intraoralnog skeniranja. Bitno je spomenuti i priprema samog zuba, brušenje zuba s obzirom na smjer umetanja prilikom montaže, te brušenje zuba kako bi se oslobodio prostor za protetski rad, značajno utječu na kvalitetu i preciznost konačnog proizvoda.

Ekstraoralni skeneri su znatno precizniji od intraoralnih skenera iz dva glavna razloga: skenira se model, koji nema sjajne površine i nije potrebno nanošenje nereflektirajućeg premaza koji ima određenu debljinu i na taj način unosi grešku, te nema sline i krvi koja bi unijela dodatnu grešku u digitalni otisak. Drugi glavni razlog je taj što se skeniranje provodi u kontroliranim uvjetima (iste pozicije držača u skeneru kod svakog skeniranja, kvalitetno osvjetljenje, položaj i orijentacija modela, nema utjecaja drhtanja ruke na kamere). Ove prednosti potrebno je iskoristiti najviše kod protetskih radova velikog opsega, jer se greška intraoralnog skenera znatno povećava kod otisaka sa većim brojem članova u nizu.

Ekstraoralni skeneri mogu skenirati radni model, segmentirani radni model ili otisak direktno iz kalupa za uzimanje otiska. Kod skeniranja otisaka, glavni je problem skeniranje dubokih i uskih šupljina. Model je često pun rupa koje prekrivaju detalje važne za dobivanje točnog CAD modela (npr. rupa na incizalnom bridu zuba, rupa na dijelu marginalne linije itd.), a zatvaranje rupa pomoću prikladnih alata ne bi točno opisalo geometriju tih značajki. Iz navedenih razloga se skeniranje otisaka u žlici još uvijek ne koristi. Primjer ekstraoralnog skenera vidljiv je na Slika 28.



Slika 28. Skener iSeries tvrtke Dental Wings [45]

4.2. CAD u procesu digitalizacije tradicionalnih dentalnih postupaka

CAD modeli protetskih radova sadrže geometriju koja bi se teško izradila parametarskim modeliranjem. Rad se konstruira s obzirom na već pripremljeno mjesto za montažu (npr. implantat ili bataljak) i zato se mora napraviti digitalni otisak na temelju kojeg će biti moguće kontruirati rad. Postoji dva tipa CAD modela koje 3D skeneri kreiraju prema snimljenim točkama [48]: poligonalni modeli i NURBS modeli. Zbog toga što je ulazni format u CAM jedinici standardno STL, konačni CAD model protetskog rada će biti u navedenom formatu. Zato se u procesu digitalizacije dentalnih procesa primjenjuju dentalni CAD programi koji koriste razne tehnike modeliranja. Koriste se uglavnom tehnike za modeliranje prirodnih (organskih) struktura (poligonalni i NURBS modeli) [49]. Modeliranje pomoću krivulja i površina (Bezier i NURBS krivulje/površine) služi za oblikovanje morfologije zuba, a to se postiže pomicanjem kontrolnih točaka krivulja. Dosjed na izbrušeni zub modelira se logičkim operacijama oduzimanja (CAD model skeniranog radnog modela se oduzima od CAD modela protetskog rada). U programima postoji i mogućnost postavljanja određenih parametara, ali ne u punom smislu parametarskog modeliranja. Od parametara koji se definiraju najvažniji su minimalna debljina stijenke s obzirom na materijal i spojevi između dvije susjedne krunice u mostu. Kod spojeva se unosi minimalna veličina površine poprečnog presjeka, ali se oni u stvari modeliraju kao morfologija zuba, pomoću krivulja i površina, odnosno njihovih kontrolnih točaka.

Modelirani objekti se potpuno definiraju pomoću povezanih površina. Radi preciznijeg opisa modeliranog objekta uz rubni model se zapisuju i informacije o vrhovima, bridovima i topološkim relacijama na njima. Modeli opisani rubnim prikazom moraju sadržavati određene topološke relacije između površina [48]: kruto tijelo se sastoji od skupa površina, svaka površina je opisana skupom bridova, skup bridova je uređen skup tako da tvori zatvorenu petlju (neophodno da bi se mogli razlikovati unutarnji dijelovi poluprostora od vanjskog preostalog prostora), jedan brid dijele dvije susjedne površine koje se sijeku u njemu, bridovi su ograničeni susjednim vrhovima i vrhove dijele susjedni bridovi koji se sijeku u njima. Takvi modeli se mogu opisati na dva načina: opis na temelju vrhova i opis na temelju bridova. Modeli opisani pomoću vrhova se opisuju tako da se pojedini vrhovi pridružuju površinama. Vrhovi površina zapisuju se u nepromjenjivom redoslijedu. Na taj način su putem koordinata vrhova i njihovog odnosa prema površinama zapisane geometrijske informacije o površinama (implicitno modeliranje). Modeli opisani pomoću bridova koji zajedno omeđuju površinu, odnosno čine

zatvorenu petlju. Orijentacija svakog brida je zapisana. Bridovi koji su navedeni u smjeru kazaljke na satu orijentiraju površinu da njen normalni vektor gleda izvan modela (pravilo desne ruke). Svaki brid dijele dvije površine, jednom u pozitivnoj i jednom u negativnoj orijentaciji. Površine se u CAD programima kreiraju translacijom krivulje kroz prostor, a krivulje se kreiraju interpolacijom ili aproksimacijom određenih točaka [49]. Interpolacija podrazumijeva da krivulja prolazi kroz zadane točke. Aproksimacija znači da krivulja aproksimira zamišljenu krivulju određenu točkama (ne mora prolaziti kroz točke). Linearna interpolacija prvog reda predstavlja najjednostavniji način modeliranja krivulje po dijelovima. Točnost interpolacije određena je brojem linearnih segmenata kojima se aproksimira pojedini dio krivulje. Za visoku točnost linearnog aproksimacijskog modela i željene krivulje potreban je velik broj linearnih segmenata. Pomoću krivulja višeg reda može se ostvariti veća točnost odnosno bolja interpolacija uz manji broj pojedinačnih segmenata. Na taj način smanjuje se potrebna količina memorije i olakšava interaktivni rad pri modeliranju. Polinomi višeg reda su računski zahtjevniji i složeniji za primjenu, a polinomi nižeg reda ne daju dovoljno fleksibilnosti za oblikovanje različitih krivulja i zato se najčešće se koriste polinomi trećeg reda. Problem je u tome što se kroz zadane točke teoretski može provući bilo koji polinom n -tog reda, no takve krivulje su nestabilne [49]. S obzirom na izbor vrste uvjeta definirane su različite vrste krivulja. Osnovne vrste krivulja su: kubične krivulje, Hermiteove krivulje, Bezierove krivulje, B-spline krivulje i NURBS krivulje.

Postoji mnogo različitih CAD programa koji služe za organsko modeliranje, poput *ZBrush-a*, *Mudbox-a* (Autodesk), *MeshLaba*, *MeshMixera*, *Blendera*. U dentalnoj industriji se koriste specijalizirani CAD programi u kojima se može modelirati na tri različita načina [47]. Moguće je koristiti zubne baze podataka koje sadrže predefinirane modele zubi koje korisnik može odabrati kao polaznu točku za modeliranje zuba. Sljedeći način je korištenje korelacijskog modusa, odnosno preklapanja. Ako se prije brušenja zuba snimio njegov oblik moguće je preklopiti skenove sa 3D CAD modelima. Na taj način se kopiraju stare krunice koje sada dobivaju novu unutrašnjost kako bi ih se moglo staviti na pripremljeni bataljak (pobrušeni zub). Posljednji način je kopiranje. Zubi prostorno neovisni o nadomjesku mogu se preklapati ili reflektirati prema potrebi. Npr. ako se radi zub 12 moguće je kopirati oblik zuba 22 iz skena. Neki od programa su *exocad*, *Dental Wings*, *3shape* i *UpCad*. Ovi programi također sadrže i razne logičke operacije (eng. *Boolean operations*) za dodavanje materijala i pred-definiranih dodataka te konstruiranje protetskih radova.

4.3. CAM izrada protetskih radova

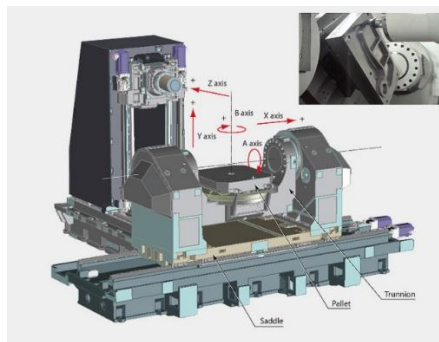
CAM programi u dentalnoj industriji izračunavaju putanje alata, odnosno glodala. Takve putanje se koriste kod izrade kalupa, žigova i organski oblikovanih proizvoda [51]. Putanje glodala se kreiraju prema CAD modelu koji se najčešće učitava u STL formatu. Izračun putanja glodala je zahtjevan proces jer je potrebno osigurati konstantnu dubinu rezanja glodala oko cijelog volumena. Putanje se izračunavaju s obzirom na vrh glodala koji se nalazi na središnjoj osi okretanja glodala i optimiziraju s obzirom na tražene tolerancije. Uže tolerancije će povećati vrijeme potrebno za izradu proizvoda, dulje će trajati izračun putanja, te će povećati veličinu G-koda, odnosno datoteke koju treba učitati u CNC stroj. Veći kod također može značiti da će stroj učitavati veće blokove koda u kraćem vremenu. Svaki stroj može učitavati ograničen broj blokova koda u sekundi. Taj parametar zovemo vrijeme izvođenja koda i on se razlikuje od stroja do stroja, ovisno o jačini ugrađenog procesora. Ako stroj ne može dovoljno brzo obrađivati učitani kod dolazi do učestalog zastajkivanja stroja u radu. Tu pojavu nazivamo nedostatkom podataka (eng. *Data starving*). Kada dođe do ove pojave, kontrole stroja su preopterećene i moraju zastati nakon svakog pokreta. Ovo se može dogoditi i do nekoliko stotina puta u sekundi. Zbog inercije dijelova stroja ono nepovoljno utječe na stroj zbog učestalog ubrzavanja i kočenja. U tom slučaju je stvarni posmak alata samo mali postotak od zadanog posmaka. Ova pojava uzrokuje ubrzano trošenje glodala, lošu kvalitetu površine i predugo vrijeme izvođenja programa. Kod je moguće filtrirati što podrazumijeva zamjenu kratkih putanja sa dugim i tangentnim putanjama glodala. U putanje se uračunava i tolerancija rezanja s obzirom na potrošenost glodala. Tolerancije filtriranja i rezanja se zbrajaju i daju jedno tolerancijsko polje.

CAM programi općenito imaju dvije strategije obrade sirovca – gruba obrada (eng. *Roughing*) i završna obrada (eng. *Finishing*). Cilj grube obrade je da maksimalno smanji sirovac u što kraćem vremenu i da ostavi jednaku debljinu materijala za završnu obradu. Te putanje su najčešće kreirane podjelom modela na presjeke. Zatim se računaju putanje alata po konturama presjeka sa pomakom u z smjeru između dva presjeka. Nakon toga slijedi završna obrada gdje se skida preostali materijal. Putanje se uobičajeno izračunavaju tako da su dvije susjedne linije prolaza glodala paralelne. Zato se i način obrade naziva paralelno završavanje (eng. *Parallel finishing*). Paralelno završavanje je pouzdano i brzo se izračunava. Nedostatak je što obično zahtijevaju dodatne prolaze glodala kako bi se počistili zaostali rubovi između susjednih putanja. Drugi način završne obrade je kružno, odnosno spiralno završavanje (eng. *3D scallop*).

Nedostatak je što takvi programi zahtjevni za izračun, ne mogu se izraditi za sve oblike, veliki su i sadrže puno kratkih putanja. Prednost je visoka kvaliteta površine ako se ispravno primijeni. U završnu obradu pripadaju i strategije ciljanog glodanja dijelova koji sadrže zaostali materijal (eng. *REST Milling – Remaining Stock machining*). Misli se na materijal koji prethodna glodala nisu mogla zahvatiti, zbog svoje geometrije, bez prekomjernog odvajanja materijala. Ovdje se koriste glodala koja imaju manji promjer od potrebnog za izradu najmanje geometrijske značajke. Ovakvim ciljanim glodanjem se značajno skraćuje vrijeme potrebno za završavanje izrade (ne treba se prolaziti cijela površina sa glodalom najmanjeg promjera). U ciljano glodanje pripadaju i posebne putanje koje prate konturu dodira dvije površine (eng. *Pencil trace tool paths*). Prema [51], 3D obrada može biti iznimno zahtjevna, ali je u većini slučajeva mnogo jednostavnija od 2D obrade. Uzrok tome je što 2D izrada zahtjeva značajno planiranje u naprijed. U 3D obradi se pretežno zahtjeva manje operacija od strane operatera i proračun putanja je velikim dijelom automatiziran jer ga izvršava CAM program. Najveći uspjeh je moguće ostvariti pravilnim planiranjem i pripremom CAD modela za izradu. Određene geometrijske značajke se ne mogu izraditi, te postoji mogućnost pogrešaka u modelu (samopresjecajuće površine, nezatvoreni volumeni). Greške je potrebno ukloniti prije izrade G-koda u CAM programu, jer te greške potencijalno ugrožavaju stroj i izradak. Kod izrade protetskih radova u dentalnoj industriji jako je česta izrada odvajanjem čestica pomoću CNC glodanja, a radni modeli se izrađuju pomoću aditivne tehnologije na DLP printeru.

CNC (eng. Computer Numerical Control) je način izrade proizvoda gdje strojem upravlja računalo putem G-koda, a četiri glavna dijela koji su potrebni za primjenu 5-osne obrade su alatni stroj, upravljački hardware, upravljački software i software za programiranje obrade dijela [52]. U G-kodu su zapisane sve radnje koje stroj mora obaviti kako bi izradio proizvod, a mogući smjerovi gibanja prikazani su na Slika 29. To su radnje poput pomaka u x, y i z smjeru, postavljanje posmaka i broja okretaja alata (parametri koji proizlaze iz preporučenih brzina rezanja za pojedinu kombinaciju materijala alata i obratka), te izmjene alata i uključivanje sredstva za hlađenje i podmazivanje koja imaju značajan utjecaj na produljenje životnog vijeka alata i kvalitetu proizvoda. G-kod, koji je potrebno učitati u stroj, je kod jednostavnijih obradaka moguće izraditi i ručno (npr. tokarenje jednostavne osovine), ali kod komplicirane geometrije poput morfologije zuba neophodan je CAM program. Kod se izrađuje na temelju geometrije koja se u CAM program unosi u obliku STL formata. CAM program sadrži parametre koje mora slijediti prilikom izrade odnosno koji su mu neophodni za izradu točnih koordinata, poput

promjera i duljine alata, broj okretaja, posmak, dubina rezanja, itd. U nekim alatima te parametre korisnik ne može mijenjati, a u nekima je potrebno kupiti dodatan modul unutar programa kako bi korisniku bili dostupni za promjenu.



Slika 29. Prikaz CNC stroja sa 5 osi obrade [53]

Prednosti tehnologije CNC glodanja su: niska potreba za dodatnom završnom obradom, dobra kvaliteta površine, te preciznost (moguće je ostvariti uske tolerancije). Nedostaci su: ponekad je potrebno je ukloniti srh (ovisi o proizvodu i iz kakvog sirovca će se izrađivati), neprikladna za velikoserijsku proizvodnju (proizvodi se rade 1 po 1), visoka početna investicija [40].

U dentalnoj industriji se koriste suho i mokro glodanje, te glodanje sa 3, 4 ili 5 osi obrade. Suho glodanje se najčešće koristi prilikom obrade PMMA i cirkonoksidne keramike. Cirkonski izradak se u slučaju dodira s vodom mora dobro posušiti prije sinteriranja u peći. Mokro glodanje se koristi kod obrade ostalih materijala, poput titanovih legura.

Aditivne tehnologije su proces izrade proizvoda dodavanjem materijala sloj po sloj [41]. Tehnologije koriste različite materijale od kojih su najzastupljeniji polimerni materijali, te koriste različite fizikalne principe spajanja materijala. Ovisno o tehnologiji moguća je upotreba i ostalih materijala poput metala, drva, gume, keramike itd. Najzastupljeniji postupci u dentalnoj industriji su: postupci ekstrudiranja (*Fused Deposition Modelling* – FDM), stereolitografski postupci (*Stereolithography* – SL), postupci laserskog srašćivanja (*Selective Laser Sintering* – SLS). Aditivne tehnologije se koriste kod izrade radnih modela, te metalnih konstrukcija protetskih radova.

5. Implementacija digitalizacije procesa u dentalnoj protetici

Za potpunu digitalizaciju procesa izrade dentalne protetike potrebni su sljedeći alati: računalo, dentalni CAD program (poput *exocad-a*, *3shape-a* ili *Dental Wings-a*), CAM program, program za skeniranje, 3D skener, 5-osna ili 3-osna CNC glodalica, peć za sinteriranje cirkona i 3D printer. Računalo upravlja svim jedinicama i na njemu se nalaze programi potrebni za rad. Uobičajeno program za skeniranje dolazi uz 3D skener a CAM program sa glodalicom, odnosno sa 3D printerom. Jedan od glavnih nedostataka je uska specijaliziranost CAD i CAM programa, te programa pomoću kojih se upravljaju 3D skener i CNC glodalica. Program za skeniranje ne prepoznaje predmete koji geometrijom nisu slični protetskim radovima, tj. ne može ispravno povezati i snimiti skenove ostalih predmeta. CAD program je specijaliziran za konstruiranje protetskih radova i teško je konstruirati ostale proizvode. CAM programi koji se isporučuju sa CNC glodalicama su prilagođeni za izradu protetskih radova u dentalnoj industriji i ne prepoznaju CAD modele bez značajki koje su unaprijed definirane u strategijama glodanja pojedinih tipova protetskih radova. Dijelovi protetskog rada koji se montiraju na bataljke moraju sadržavati označenu marginalnu liniju, a oni koji se montiraju u implantate moraju imati označenu ravninu spoja sa implantatom, provrt za vijak i marginalnu liniju. U suprotnom program neće izračunati G-kod potreban za izradu mosta ili krunice (nekad je moguće da uspije izračunati G- kod ali nema garancije da će konačni proizvod biti ispravan). Na taj način je ograničena izrada pomoću takvih glodalica na protetske radove za dentalnu industriju. Glodalice bi se mogle prenamijeniti i koristiti za izradu drugih tipova izradaka ali to bi zahtjevalo značajne prilagodbe i potencijalno dodatnu investiciju u drugi CAM program.

Tradicionalni proces izrade protetskog rada započinje uzimanjem otiska usne šupljine pacijenta nakon obrađivanja zubi bataljaka. Otisak služi za izradu radnog modela od gipsa na kojemu se modelira jezgra od voska koju će se koristiti kod lijevanja metalne konstrukcije. Nakon lijevanja radni model služi za provjeru kvalitete odljevka i preciznosti dosjeda na bataljke. Ako rad nije precizan neće u cijelosti prekriti brušenu površinu bataljaka i tako ga neće štiti od nečistoća koje mogu uzrokovati propadanje zuba. Zatim se metalna konstrukcija šalje na provjeru dosjeda na stvarnim bataljcima pacijenta koju provodi stomatolog. Ako je sve u redu znači da se konstrukcija može uspješno montirati na bataljke i takva konstrukcija se vraća u zubotehnički laboratorij. U dogovoru sa stomatologom zubni tehničar određuje konačnu boju protetskog rada i na metalnu konstrukciju rukom nanosi više različitih slojeva keramike od kojih svaki mora,

između nanošenja sljedećeg sloja keramike, sinterirati u vakuumskoj peći. Također je potrebno uzeti u obzir faktor skupljanja keramike uslijed toplinske obrade koji je naveden od strane proizvođača. Keramički slojevi se modeliraju prema ostalim zubima na radnom modelu tako da se vizualno uklape u zubni niz i izgledaju kao prirodni zubi. Rad se ponovno treba probati montirati na radni model radi provjere montaže. Konačni rad se šalje doktoru koji montira metal-keramički protetski rad na bataljke. Ako je potrebno, doktor sa turbinom brusi dijelove završnog sloja keramike u ustima pacijenta jednako kao i prirodan zub, kako bi uspostavio pravilan dodir zubi obiju čeljusti tijekom kontakta prilikom hranjenja. Uobičajeno se konačni protetski rad, nakon svih popravaka, još jednom vraća u zubotehnički laboratorij na „glaziranje“, tj. na njega se nanosi tanki sloj prozirne keramike kako bi most izgledao „mokro“. Kod lijevanja su česti uzrok pogreške podrezana područja te je dosjedne površine metalne konstrukcije potrebno brusiti pomoću mikromotora kako bi se konstrukcija ispravno mogla montirati na bataljke. Mikromotor podrazumijeva ručni alat koji koriste stomatolozi i zubni tehničari kod ručne obrade zuba ili metalne konstrukcije protetskog rada. Slojevi keramike, koje zubni tehničar nanosi na metalnu konstrukciju, se razlikuju u boji i optičkim svojstvima (npr. prozirnost, fluorescencija, ...) i nanošenjem različitih slojeva imitiraju se različiti slojevi materijala koji se nalaze i u prirodnom zubu. Prvi sloj koji se nanosi služi za „bojanje“ metalne konstrukcije kako se ne bi vidjela metalna boja kroz ostale slojeve keramike. Turbina podrazumijeva ručni alat pogonjen zrakom pod tlakom koji služi za obradu zubi i keramičkih radova.

Digitalni proces izrade protetskog rada započinje uzimanjem digitalnog otiska. Digitalni otisak se uzima pomoću 3D skenera tako da se skenira usna šupljina pacijenta ručnim skenerom. Trajanje skeniranja ovisi o kvaliteti skenera i vještini korisnika, a prije skeniranja zubi se trebaju osušiti od sline i krvi te je na njih potrebno nanijeti intraoralni sprej za skeniranje (razlikuje se od standardnog spreja za skeniranje u tome što ne sadrži štetne kemikalije i smije se koristiti intraoralno) kako bi se umanjio sjaj površine. Sjajne površine ometaju rad skenera i na skenu se vide kao nezatvorene površine jer ih kamera ne može snimiti. Digitalni otisak se može odmah koristiti za modeliranje konstrukcije i tako nije potrebna izrada radnog modela kao kad se radi tradicionalno modeliranje iz voska na gipsanom modelu. U digitalnom postupku izrade protetskog rada primarna svrha radnog modela je kontrola kvalitete montiranja metalne konstrukcije na bataljke i on se izrađuje paralelno dok traje modeliranje metalne konstrukcije i tako se skraćuje vrijeme izrade protetskog rada jer se i radni model i konstrukcija u biti izrađuju

paralelno. Nakon izrade metalne konstrukcije daljnji tijek je identičan kao u tradicionalnom postupku i keramika se ručno dodaje na metalnu konstrukciju nakon što je potvrđeno da konstrukcija ispravno dosjeda na bataljke. Stomatolog dodatno brusi rad ako je potrebno zbog ispravka kontakta sa zubima susjedne čeljusti. Potpuno digitalizirani postupak možemo smatrati kada se protetski rad izrađuje iz keramičkog bloka (npr. cirkonoksidna ili aluminijoksidna keramika) u glodalici i zatim sinterira u peći. Iz takvih blokova se izrađuju potpuno keramički mostovi sa članovima koji imaju morfologiju čitavog nebrušenog zuba i ne trebaju se ručno dodavati slojevi keramike, osim završnog sloja kod „glaziranja“.

Kvalitetniji skeneri toleriraju veće greške trzanja ruke, brže pomake kamere i imaju veću preciznost, ali zahtijevaju puno dulje vrijeme za uzimanje otiska od klasičnog uzimanja otiska zubi, žlicom koje traje puno kraće i ne zahtjeva veliku spretnost korisnika. Prednost skenera je što ne zahtijevaju veliku potrošnju materijala (otisni materijal koji je potreban za tradicionalno uzimanje otiska; troši se samo sprej za skeniranje), te je radi toga i uredniji. Velika prednost je i smanjen potreban rad za izradu radnog modela jer se on ne radi iz gipsa. Gipsani radni model je potrebno napraviti ručno lijevanjem gipsa u otisak zubi, koji se mora stvrdnuti prije nego se može započeti sa modeliranjem voštane jezgre. Digitalni otisak se koristi za izradu 3D printanog radnog modela koji se nakon postavljanja na izradu u stroj može ostaviti bez nadzora i omogućava paralelni postupak izrade radnog modela i protetskog rada, što u tradicionalnom procesu nije moguće. Ovisno o radnom volumenu printera, moguća je i izrada više radnih modela odjednom, dok gipsani radni modeli rade jedan po jedan. Nedostatak je što se printani radni model mora prvo konstruirati sa CAD alatom, ali taj postupak nije dugotrajan i zahtjevan. Digitalizacija procesa izrade proteskih radova može pojednostaviti određene dijelove procesa. Uvođenjem 3D skenera omogućava se digitalno uzimanje otiska i zato nema potrebe za upotrebom potrošnog materijala, osim spreja za skeniranje koji se nanosi u malim količinama. Glavna prednost digitalizacije uzimanja otiska je pojednostavljenje postupka izrade radnog modela. Nema pripreme žlice za otisak, a pacijentu je znatno smanjena nelagoda koja se javlja kod tradicionalnog uzimanja otiska. Žlice sa otiskom je potrebno pohraniti na određen način s obzirom na dimenzijsku stabilnost i promjene dimenzije uslijed sušenja otiska. Radni model se ne radi od gipsa i pojednostavljen je proces njegove izrade. Na temelju digitalnog otiska usne šupljine korisnik pomoću CAD programa konstruira radni model koji će se izraditi pomoću 3D printera i nema potrebe za ručnim modeliranjem i lijevanjem gipsa u otisak zubi. Gipsane radne modele treba dodatno obrađivati na „trimeru“, fiksnoj brusilici za gips, što zahtjeva i dodatne

prilagodbe radnog prostora (dovod i odvod vode, te poseban prostor samo za ovu operaciju). Potrebno je uzeti u obzir i činjenicu da se radni model ne naplaćuje, već on služi kao pomoć zubnom tehničaru prilikom izrade rada.

Na digitalnom otisku je moguće konstruirati protetski rad u isto vrijeme dok se na printeru izrađuje radni model, kako je ranije spomenuto. Tako više nije potrebno čekati da se gipsani radni model stvrdne prije početka konstruiranja protetskog rada. Dodatne prednosti su što se digitalni otisak na ekranu može povećati i tako omogućiti bolji uvid u sitne detalje koji su inače teško vidljivi i sa pomagalima poput povećala, što je jako korisno kod određivanja marginalne linije. CAD program ima unaprijed određeni tijek konstruiranja protetskog rada i korisnika vodi kroz sve potrebne korake. Unutar programa postoje opcije za mjerenje i korisnik ima puno više informacija o radu koji konstruira i time veću kontrolu konačne kvalitete protetskog rada. U CAD programu je potrebno prije konstruiranja prilagoditi razne parametre s obzirom na tehnologiju kojom će se izrađivati protetski rad. Korisnik treba odrediti parametre dosjeda na bataljak, odnosno odrediti zračnost između bataljaka i sidra mosta koju će popuniti cement koji služi za učvršćivanje protetskog rada (cement stavlja stomatolog kod montaže konačnog rada). Potrebno je odrediti minimalni promjer glodala koji će se koristiti za određeni materijal ovisno o alatima u glodalici. Tako je ograničena minimalna geometrija koju može kreirati CAD program kod generiranja dosjednih površina prema skenu bataljaka. U programu se postavlja i os umetanja za montažu rada i prema njoj program računa i prikazuje podrezana područja na cijelom skenu, što nije moguće kod tradicionalnog procesa izrade. Ova opcija omogućava korisniku da unaprijed poveća zračnosti na jače podrezanim područjima koja bi mogla stvarati probleme prilikom montiranja protetskog rada. Daljnji koraci u CAD programu koji podrazumijevaju samo konstruiranje rada biti će objašnjeni u nastavku na primjerima raznih protetskih radova.

Nakon što korisnik završi sa konstruiranjem konstrukcije potrebno je učitati CAD model (najčešće u STL formatu) u CAM program. CAD program uz model generira i pomoćne datoteke koje sadrže informacije o parametrima postavljenima u CAD programu koje se općenito zovu konstrukcijske datoteke. Konstrukcijska datoteka je zapisana u XML sintaksi i olakšava pozicioniranje i orijentiranje modela protetskog rada u sirovcu, jer sadrži točan zapis koordinata marginalne linije, osi umetanja i materijala, te provrta za vijak i sistema implantata ako je rad implantološki. U CAM programu korisnik treba odabrati sirovac koji će se koristiti za izradu, držač u stroju (definiran geometrijom sirovca), orijentirati i pozicionirati CAD model

u sirovcu s obzirom na smjer glodanja i mogućnosti stroja te postaviti spojeve sa sirovcem koji će držati rad učvršćenim tijekom izrade. Ako smjer glodanja nije povoljan podrezana područja s obzirom na zadani smjer će ostati neobrađena i neće biti moguće montirati takav rad na radni model niti na bataljke. U tom slučaju potrebno je rad „pripasati“ pomoću mikromotora (ili turbine ako je rad potpuno keramički), odnosno skinuti materijal koji glodalica nije mogla obraditi. CAM program podrezane dijelove preskače i za njih ne izračunava putanje koje treba proći alat u stroju jer bi inače moglo doći do sudara alata sa sirovcem, oštećenja dijelova izratka, sudara pokretnih dijelova. Glodalica ima ograničenja s obzirom na kut obrade koji može ostvariti prilikom obrade bez da se sudara pokretnih dijelova. Bitno je spomenuti da za svaki tip protetskog rada postoje unaprijed definirane postavke obrade. Postavke obrade sadrže strategije glodanja pojedinih dijelova rada, npr. marginalne linije se obrađuju sa tanjim glodalima i sa manjom brzinom glodanja od grube obrade sirovca na početku. Brzine glodanja treba optimizirati s obzirom na materijal koji se obrađuje, tip glodala koji se koristi i materijal koji se obrađuje, a njih unaprijed određuje proizvođač glodalice i isporučuje unaprijed definirani CAM program. Ako se koristi *HyperDENT* CAM program moguća je nadoplata za dodatni modul koji korisniku omogućava podešavanje strategija glodanja ali zato treba imati pristanak proizvođača glodalice. Uz to je potrebno platiti i edukaciju za taj modul. Ostali CAM programi i razlike između njih nisu tema ovoga rada, moguće je da postoje programi koji omogućavaju veću slobodu korisniku.

Kada je glodalica završila sa izradom konstrukcije nju je uvijek potrebno ručno obraditi i zato trenutno nije moguća potpuna digitalizacija izrade protetskih radova. Potrebno je ručno skinuti srhove od spojeva sa sirovcem, pobrusiti oštre dijelove ako ih ima, ručno dodati nekoliko slojeva keramike (osim ako se radi potpuno keramički most iz npr. cirkonoksidnog bloka) i glazirati. Podrezani dijelovi nisu rijetka pojava jer stomatolog ne može savršeno pripremiti bataljak i u takvim slučajevima dolazi do podreza. Tada je potrebno ručno obraditi dosjedne površine mikromotorom kako bi se rad mogao montirati na radni model, odnosno bataljke.

Proizvodi se mogu izraditi na više načina, odnosno kombiniranjem dijelova tradicionalnog i digitaliziranog procesa izrade. Ako stomatolog ne posjeduje intraoralni skener može tradicionalnim postupkom uzeti otisak (pomoću žlice i otisne mase) i poslati ga u zubotehnički laboratorij da se prema njemu napravi gipsani radni model. Zubni tehničar može izraditi protetski rad digitalnim postupkom na način da prvo skenira gipsani radni model u ekstraoralnom skeneru i zatim konstruira rad u dentalnom CAD programu. CAD model se

učitava u CAM program koji izračunava G-kod za CNC glodalicu. Na izrađenu konstrukciju se nakon ručne obrade tradicionalnim postupkom rukom nanosi keramika u slojevima kao i na lijevanu konstrukciju.

U ovom poglavlju opisat će se implementacija prethodno objašnjenih procesa digitalizacije izrade protetskih radova na tri proizvoda. Način izrade je isti za ostale radove spomenute na početku ovoga rada i zato njihova izrada neće biti prikazana. Prvi proizvod je individualni titanski upornjak sa pripadnom krunicom. Drugi proizvod je most od 3 člana, izrađen u metalnoj i cirkonoksidnoj varijanti. Pri izradi mosta će se vidjeti sličnost sa izradom krunice. Proces je većim dijelom sličan i sa izradom upornjaka, ali kod upornjaka ima nekoliko dodatnih koraka koje je potrebno provesti kod implantoloških radova. Treći je proizvod je radni model napravljen temeljem prethodno dobivenog intraoralnog skena.

5.1. Izrada personaliziranog upornjaka i pripadne krunice

Prvi korak pri izradi protetskog rada u ovom primjeru je uzimanje otiska zubi, a nakon toga slijedi izrada radnog modela. Radni modeli koji će služiti za izradu protetskoga rada putem CAD-CAM metode moraju biti pripremljeni na određeni način. U suprotnom, konačni rad neće biti uspješan ili će zahtijevati puno dodatne ručne obrade kako bi se montirao na radni model. Kada se rad mora ručno obrađivati kako bi ispravno sjeo na radni model, to znači da su postojali podrezi na određenim dijelovima radnog modela. Najčešći uzrok tome je neparalelnost obrađenih zubi i konveksne plohe brušenih zubi.

Za radni model postoje određeni zahtjevi s obzirom na CAD-CAM proces izrade. Radni model mora biti podijeljen u dijelove (segmentirani radni model). Bataljci na radnom modelu moraju biti rastavljivi, da bi se mogli isprobati kako konstrukcija sjeda na pojedine članove. Tako se lako otkrije na kojemu bataljku je otežana montaža ako dođe do pogreške tijekom izrade. Bitna stvar kod skeniranja je vidljivost marginalne linije i zato se prije skeniranja mora provesti „radiranje“ radnog modela kako bi se ona istaknula i jasnije vidjela tijekom skeniranja. Radiranje se radi na način da se materijal na radnom modelu ispod marginalne linije izbrusi ručno pomoću mikromotora. Kada marginalna linija nije izražena ona se teško razlikuje od ostatka zuba nakon skeniranja i moguće je da se konstruira prenisko (mogućnost velikog pritiska na gingivu i time iritacije gingive) ili previsoko (nepotpuna zaštita bataljka). Primjer radiranog radnog modela može se vidjeti na Slika 30.



Slika 30. Model sa obrađenim marginalnim bridovima

Skener snima radne modele iz više kuteva i na različite načine. Pri tome se misli na različite postavke radnih modela gornje i donje čeljusti te pomičnih bataljaka na njima. Radni modeli se prvo skeniraju zajedno tako da su postavljeni u kontakt kao u punom zagrizu. Modeli se povezuju elastičnom gumicom koja ih jednostavno drži u položaju koji imitira zagriz (kada su vrhovi kvržica jedne čeljusti u najdubljem dijelu fisura suprotne čeljusti). Zatim se svaka čeljust snima sama za sebe iz različitih kuteva dok se držač rotira za 360° oko svoje osi. Postupak se ponavlja sa odvojenim bataljcima kako bi se svaka marginalna linija snimala zasebno. Skenovi pojedinih bataljaka automatski se u programu za skeniranje preklapaju sa skenom čitave čeljusti kojoj pripadaju. Konačno se skenovi čitavih čeljusti automatski preklapaju sa skenom dviju čeljusti sa početka skeniranja. Program na kraju svakog koraka nudi opcije za popravljjanje nepravilnosti u skenu.

Ovakav način skeniranja međuodnosa treba koristiti samo kod radova malog opsega i kada su svi ostali zubi dovoljno sačuvani. U suprotnom će se zubi vjerojatno skenirati u pogrešnom položaju jer ih neće biti moguće postaviti u točan položaj i moguće je pomicanje tijekom skeniranja što će također dovesti do pogrešaka u skeniranju kad će program spajati snimke iz raznih kuteva.. Na Slika 31. može se vidjeti radni model koji je loše pripremljen i ne može se staviti u pravilan prihvrat na držaču od skenera, dok se radni model na pločici bez problema može učvrstiti na držač. Kada su zubi potrošeni nije jasan točan konačan položaj čeljusti u zagrizu. Tada je moguće da se konstruira preniska ili previsoka konstrukcija jer će se radni modeli pogrešno pozicionirati i orijentirati tijekom skeniranja.



Slika 31. Model koji nije na pločici se ne može pravilno staviti u prihvat za skeniranje

Kada je konstrukcija preniska potrebno je dodati više slojeva keramike što može dovesti do njezinog pucanja tijekom sinteriranja ako je ukupni sloj keramike previsok. Ako je konstrukcija previsoka konačni estetski izgled neće biti dobar ili će biti potrebna dodatna ručna obrada konstrukcije mikromotorom da se napravi mjesta za slojeve keramike.

Ako se radni modeli prije skeniranja postave u artikulator (uređaj u kojemu je moguće simulirati individualne kretnje čeljusti pojedinog pacijenta i podešavanje odnosa radnih modela prema stvarnom zagrizu pacijenta) umjesto elastičnom gumicom, omogućena je najpreciznija izrada protetskog rada jer se u artikulatoru postavlja najpovoljniji međusobni odnos u kojemu bi trebale biti obje čeljusti tijekom usitnjavanja hrane. Tako se najlakše može odrediti geometrija potporne konstrukcije s obzirom na slojeve keramike koji će se kasnije dodavati na nju. Artikulator je velikih gabarita i skener ga ne može rotirati i snimiti iz svih kuteva jer bi došlo do sudara sa kućištem skenera. Zato mora biti omogućeno rastavljanje kako bi se radni modeli obiju čeljusti mogli izvaditi iz artikulatora i učvrstiti u držač skenera. Kada su radni modeli u artikulatoru oni dolaze sa gipsanim dodacima, koji služe za dovođenje čeljusti u povoljan međusobni položaj unutar artikulatora (zbog visoke radne visine za prihvat u artikulatoru). To je još jedan razlog zašto radni modeli moraju biti na odvojivim pločicama, jer bi inače radni modeli koji se skeniraju izlazili izvan radnog područja skeniranja. Visina radnih modela ne bi trebala biti veća od 50 mm. Pogrešno pripremljeni radni model je prikazan na Slika 32. Sken radnih modela u artikulatoru služi kao početna točka isto kao i u slučaju kada se on ne koristi, jer će se prema njemu automatski poravnati zasebni skenovi odvojenih radnih modela obiju čeljusti i tako postaviti u isti koordinatni sustav.



Slika 32. Previsoki radni model gornje čeljusti će uzrokovati da se radni model ne može pravilno skenirati u cijelosti

Rastavljivi modeli se izrade kao modeli na pločicama koje se sa gipsanom dodatkom spajaju pomoću magneta. Na slici 33. se može vidjeti gipsani radni model, koji je podijeljen u dijelove i montiran na pločicu sa magnetom u sredini. Pločica se može odvojiti od gipsanog dodatka i tako se skenira niži objekt.



Slika 33. Segmentirani radni modeli

Da bi bilo moguće odrediti položaj implantata u kosti, tijekom izrade radnog modela je u radni model potrebno postaviti laboratorijske implantate (3D analoge). Oni se postavljaju na sljedeći način: stomatolog prije uzimanja otiska putem žlice u implantate postavlja pomoćna tijela za određivanje pozicije i orijentacije laboratorijskog implantata. Prilikom odvajanja žlice ta tijela ostaju u otisnoj masi u žlici i zatim se na njih pažljivo montiraju laboratorijski implantati. Kod

lijevanja gipsa u otisak, laboratorijski implantati ostaju učvršćeni u gipsanom radnom modelu a pomoćna tijela se odvajaju od laboratorijskih implantata. Tako je prenesena točna informacija o poziciji i orijentaciji implantata u kosti na gipsani radni model. Pomoćna tijela za skeniranje se montiraju u laboratorijske implantate u određenom koraku tijekom skeniranja pojedinih čeljusti. Kada korisnik tijekom modeliranja učitava model tijela za skeniranje iz baze podataka, koju dostavlja proizvođač poluproizvoda, orijentacija i pozicija implantata u kosti su prenesene i na digitalni otisak na temelju kojega će se u dentalnom CAD programu konstruirati individualni upornjak. Poluproizvod za personalizirane upornjake služi za izradu individualnih upornjaka. Na poluproizvodu je već izrađen spoj sa implantatom i tako se on ne treba izrađivati. Laboratorijski implantat, pomoćno tijelo za skeniranje i poluproizvod za personalizirane upornjake prikazani su na Slika 34.



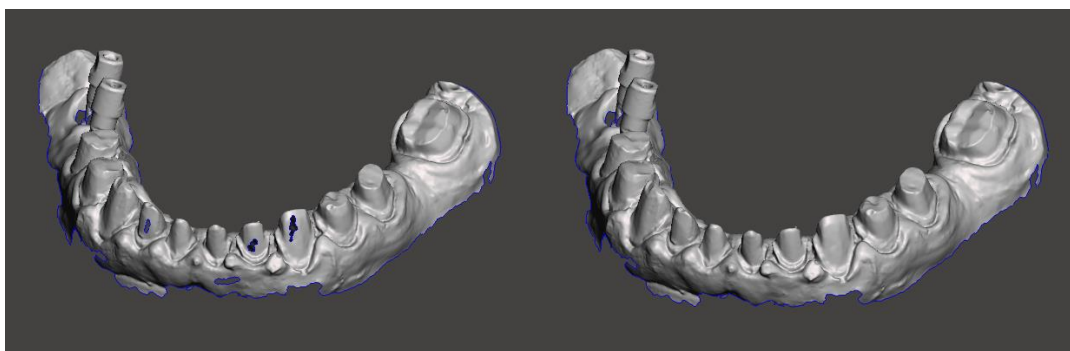
Slika 34. Laboratorijski implantat (lijevo), pomoćno tijelo za skeniranje (sredina) i poluproizvod za izradu osobnim upornjaka (desno)

Laboratorijski implantat je učvršćen u modelu, dok se pomoćno tijelo za skeniranje vijčanim spojem učvršćuje u laboratorijski implantat (Slika 35.). Prije početka skeniranja potrebno je označiti visinu modela, te dubinu skeniranja, odnosno jačinu svjetla ovisno o poziciji samog modela. Nakon pripreme radnog modela skenira ga se sa ekstraoralnim skenerom. U sklopu ovog rada se želi pozornost obratiti na tijek izrade protetskog rada putem CAD-CAM tehnologija i sličnosti između tijeka izrade različitih vrsta protetskih radova i zato se neće uzimati u obzir veličina zuba u odnosu na zagriz, već samo u odnosu na susjedne zube, što znači da se neće koristiti model suprotne čeljusti tijekom skeniranja.



Slika 35 Laboratorijski implantati u gipsanom modelu (lijevo) i montirana pomoćna tijela za skeniranje sa umjetnom gingivom (desno)

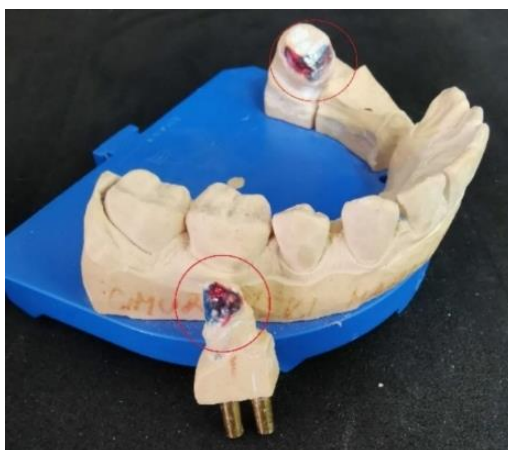
Za izradu skena koristio se skener *Up300* tvrtke *Up3d*, te programski paket *UpScan*. Primjer obrađenog i neobrađenog skena je na Slika 36. Oba skena podrazumijeva da su na njemu postojale nezatvorene površine koje su zatvorene pomoću programa za skeniranje, CAD programa ili nekog trećeg programa. Nakon što skener snimi točke na modelu, u svakom je koraku moguće obrisati nepotrebne dijelove prije dobivanja krajnje STL datoteke. To je izvodi pomoću integriranih alata koji znatno olakšavaju i ubrzavaju naknadnu obradu STL datoteka radnih modela. Šupljine koje nastanu kod izrade gipsanog modela moraju biti zatvorene. One su uzrok neispravnim marginalnim linijama i lošim dosjedima te podrezima, a uobičajeno se zapune sa voskom (Slika 37.).



Slika 36. Sken gipsanog modela sa umetnutima tijelima za skeniranje: neobrađeni sken (lijevo) i obrađeni sken (desno)

Jednako tako podrezi na bataljcima koji su snimljeni skenerom preslikani su na digitalni radni model i trebaju se zapuniti ili treba povećati zračnost za cement na tim mjestima. CAD programi uobičajeno sadrže opcije za popravljavanje skenova zubi. Ove opcije podrazumijevaju alate za

zatvaranje nezatvorenih površina i alate za modeliranje dijelova skena koji funkcioniraju isto kao i alati za modeliranje konstrukcije protetskog rada koji će biti objašnjeni u nastavku. To znači da se može utjecati na oblik dosjednih površina konstrukcije, ali treba biti jako oprezan jer se potencijalno može napraviti prevelika zračnost što nije dobro za montažu protetskog rada i te opcije program ne nudi u automatskom izborniku prilikom konstruiranja. Program inače automatski generira dosjedne površine prema skenu i onemogućava korisniku njihovo direktno modeliranje osim pomoću parametara za zračnost za cement.

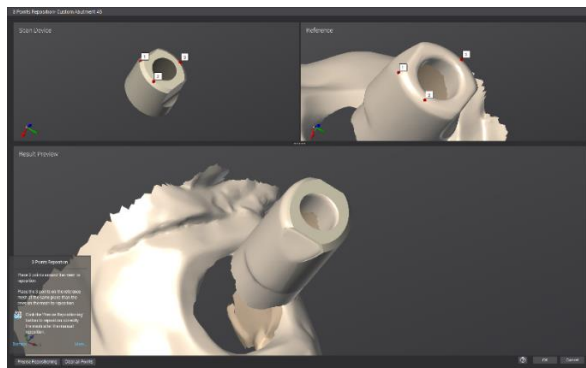


Slika 37. Šupljine koje mogu uzrokovati greške su popunjene voskom prije skeniranja

Nakon izrade skena radnog modela, izrađuje se CAD model konstrukcije protetskog rada. CAD program koji će se koristiti u ovom primjeru naziva se *Dental Wings* tvrtke *Straumann*.. Kod izrade personaliziranih upornjaka moguća je istovremena izrada konstrukcije upornjaka i pripadnog protetskog rada koji dolazi na njega. Takav pristup podrazumijeva manju mogućnost greške na dosjedu ta dva dijela.

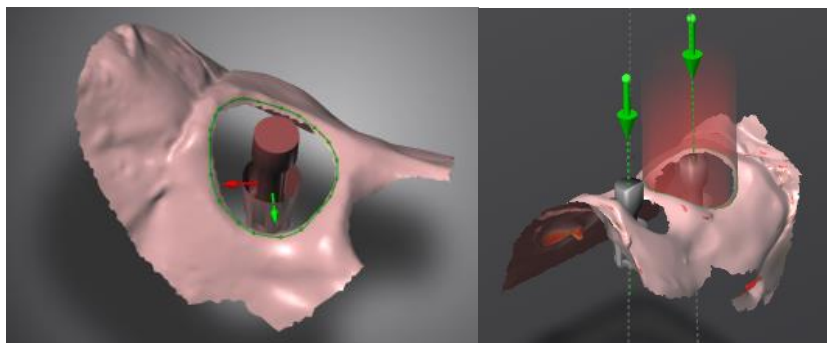
Većina dentalnih CAD programa ima sličan tijek i logiku konstruiranja protetskog rada. Prije modeliranja potrebno je ispuniti radni nalog koji označava što će se sve izrađivati u sklopu liječenja zuba. Na taj način programu je poznat kontekst unutar kojega generira početne modele zubi. Na početku modeliranja prvi korak je pozicioniranje i orijentiranje pomoćnih tijela za skeniranje, odnosno njihovih CAD modela koji su učitani iz baze podataka koju pruža proizvođač poluproizvoda. Ovaj korak je bitan jer se u njemu definiraju položaj i orijentacija implantata u kosti u odnosu na sken na temelju kojeg se modelira protetski rad. Pozicioniranje i orijentiranje vrši se odabirom proizvoljne 3 točke na prethodno definiranom modelu

pomoćnog tijela za skeniranje, Slika 38. Donji prozor u programskom paketu *Dental Wings* omogućava provjeru preklapanja modela i skena.



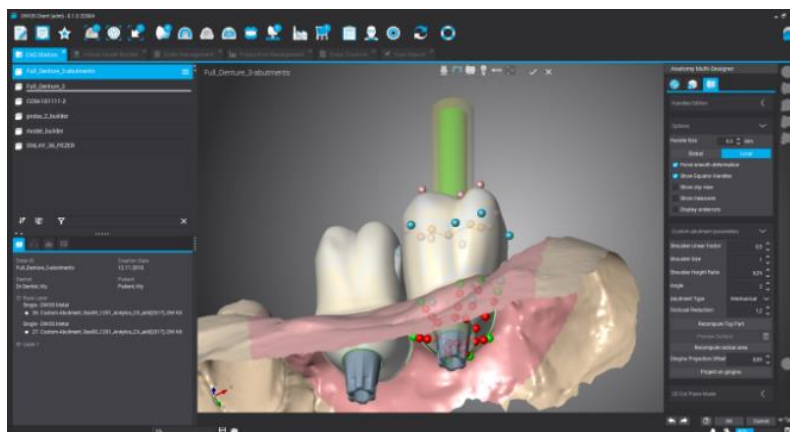
Slika 38. Pozicioniranje tijela za skeniranje u odnosu na njihov sken

U programu je moguće koristiti i alate za popravljivanje skena ako on sadrži previše nezatvorenih površina koje bi unijele grešku prilikom konstruiranja protetskog rada, što se preporuča raditi prije početka konstruiranja. Ako su nezatvorene površine na marginalnoj liniji nije moguće odrediti njenu točnu krivulju i rad neće biti zadovoljavajuće kvalitete. Druga vrsta pogreške je ako se nezatvorena površina nalazi na dosjednoj površini moguće je da uslijed automatskog zatvaranja površine dođe do pogreške koja može nepovoljno utjecati na montažu protetskog rada. Zatim se označavaju marginalna linija i os umetanja rada, odnosno montaže rada, prema Slika 39. Marginalna linija se označava postavljanjem točaka kroz koje program interpolira ili aproksimira krivulju. Nakon kreiranja krivulje postavljene točke služe kao hvatači za promjenu oblika krivulje, a moguće ih je dodati ili oduzeti prema potrebi. Os montaže kod upornjaka u biti predstavlja os montaže rada koji će se postaviti na njega jer on sam po sebi ima unaprijed definiranu os umetanja koja je definirana orijentacijom implantata u kosti. Prilikom modeliranja koriste se hvatači kojima se na jednostavan način mijenja morfologija krunice, tj. geometrija konstrukcije, a hvatači predstavljaju kontrolne točke krivulja koje ih opisuju, slika 39. Uz njih moguće je koristiti alate koji se uobičajeno koriste kod uređivanja poligonalnih CAD modela u STL formatu (eng. *Sculpting tools*), opisanih u poglavlju 4.2. To su digitalni alati za zaglađivanje (eng. *Smoothing*), dodavanje ili oduzimanje materijala (eng. *Add/remove wax*) i deformiranje (eng. *Morphing*).



Slika 39. Označavanje marginalne linije (lijevo) i osi umetanja (desno)

Ovi alati služe za doradivanje estetike konačnog rada, tj. modeliranje detalja (npr. doradivanje kontaktnih točaka protetskog rada sa zubima suprotne čeljusti i susjednim zubima ili estetske nesavršenosti površine koje imaju prirodni zubi koja doprinosi ukupnom vizualnom izgledu kod modeliranja potpuno cirkonskog mosta– svi prirodni zubi imaju sitne nepravilnosti na površini). Tako je u CAD programima za izradu protetskih radova zadržana logika tradicionalnog pristupa izrade dentalne protetike – modeliranje u vosku, jer imitiraju način na koji se vosak dodaje i oblikuje na radnom model rukom. CAD programi se razlikuju pretežno u korisničkom sučelju ali bitnih razlika nema. Kada se rad stavlja na izradu, ako se CAD model učita u CAM program iz iste lokacije gdje se nalazi i konstrukcijska datoteka, CAM program učitava i konstrukcijsku datoteku. Na taj način CAM operater ne može zadati novu pogrešnu krivulju kao marginalnu liniju, koju CAM program traži da se označi prilikom pozicioniranja rada u sirovcu. CAM programi traže da se na CAD modelu označe linije margine i osi umetanja radi izračuna G-koda s obzirom na podreze i finiju obradu važnih značajki (marginalna linija, površina dosjeda na upornjak). Kod se izračunava s obzirom na predloške izrade (eng. *milling templates*) koje odabire CAM operater ovisno o tipu protetskog rada koji je potrebno izraditi. U njima su sadržane upute o tijeku izrade i parametri obrade sirovca prema materijalima, koje je postavio proizvođač glodalice u postavkama programa. Postavljanje marginalne linije i modeliranje morfologije protetskog rada prikazani su na Slika 40. U ovom slučaju je oblik upornjaka proizašao iz konačnog oblika zubi koji bi trebali doći na taj upornjak, jer modeliranjem njihove morfologije indirektno se oblikovao i upornjak koji je tema ovog poglavlja.

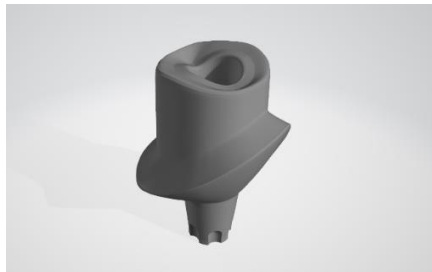


Slika 40. Modeliranje morfologije zuba koja će utjecati na oblik upornjaka

Tijekom modeliranja u svakom je koraku moguće promijeniti određene parametre ovisno o kontekstu koraka unutar kojega se korisnik nalazi. Prije početka modeliranja postavlja se minimalna debljina stijenke. Kod određivanja dosjeda određuje se veličina su zračnosti za cement, skošenja površina na koje dosjeda krunica, debljina marginalne linije, dimenzije ruba krunice koji je u dodiru sa marginalnom linijom i veličina glodala kojim će se izrađivati CAD model. Prije završetka modeliranja potrebno je pomoću logičkih operacija oduzimanja odrediti točnu udaljenost protetskog rada od susjednih zubi, zubi suprotne čeljusti i gingive pacijenta. Zatim slijedi konstruiranje protetskog rada koji modelira na prethodno izmodelirani upornjak jer će se krunica spajati na upornjak nakon što se izrade oba dijela.

Tijekom modeliranja treba se voditi računa o određenim detaljima. Prema [55], krajnji oblik upornjaka bi trebao imitirati bataljak, a izlazni profil iz gingive mora imati određene dimenzije, odnosno ne smije imati oštri brid već točno određenu visinu i radijus zaobljenja. Završetak dosjeda na gingivu treba završavati ispod gingive ako se radi o estetski zahtjevnoj situaciji. Izlazni profil iz gingive je u biti marginalna linija ali na bataljku. Oblik stepenice na prijelazu sa dosjeda gingive na dio za dosjed krunice mora imati oblik primjeren za sljedeći rad, što znači da se dosjedne površine ne smiju konstruirati tako da konvergiraju u smjeru montaže, već suprotno. Parametre koje je potrebno postaviti tijekom modeliranja moguće je i unaprijed postaviti u početnom izborniku ili opcijama programa. CAD programi uglavnom dolaze sa unaprijed postavljenim prosječnim vrijednostima parametara. Konačni CAD model se može vidjeti na Slika 41. CAD program korisniku se dopušta određenu slobodu prilikom konstruiranja što može uzrokovati razne greške u izlaznoj datoteci, poput samopresjecajućih ili

nezatvorenih površina. Također je moguće da se napravi takav oblik upornjaka da ga nije moguće izraditi tehnologijom glodanja iz predobratka.

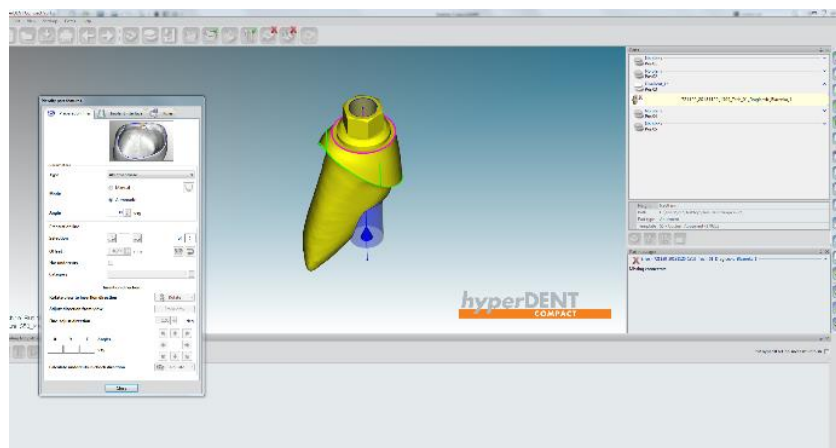


Slika 41. Konačni model individualnog upornjaka

Nakon izrade CAD modela, program uz STL datoteku kreira i XML datoteku koja sadrži informacije o marginama, osima umetanja i ostalim bitnim značajkama konstrukcije (materijal, naziv sistema implantata, tip protetskog rada itd.; eng. *construction file* ili *information file*). Ako se STL datoteka učitava u CAM program sa iste lokacije gdje se nalaze i te datoteke, program prepoznaje informacije o značajkama modela i učitava ih zajedno sa geometrijom CAD modela, te nema mogućnosti da se krivo označe detalji prilikom izrade. Detalji uključuju geometrijske značajke modela poput ravnine spoja upornjaka i implantata, marginalne linije, provrta za vijke i izlaznog profila gingive.

Za izradu G-koda koji će se učitati u glodalicu korišten je CAM programski paket *HyperDENT Compact v8.1*. Ovaj program namijenjen je za izradu protetskih radova, što znači da se u njemu za izradu mogu pripremiti samo CAD modeli koji sadrže značajke dentalnih proizvoda. Za ispravnu izradu G-koda potrebno je definirati sljedeće postavke: glodalicu, držač, sirovac, os umetanja glodala, značajke modela, strategiju glodanja, poziciju, orijentaciju i spojeve sa sirovcem kako rad ne bi ispao iz položaja tijekom izrade. Kod radova koji imaju dosjed na implantat potrebno je dodatno označiti nekoliko značajki: početak konekcije sa implantatom, izlazni profil iz gingive i prolaznu rupu za vijak. Navedene značajke je potrebno postaviti kako bi program prepoznao koji se tipa rada planira izraditi i sukladno tome ponuditi tehnike glodanja koje će program primijeniti za izradu samog rada. Kada je u programu označena ravnina spoja sa implantatom i njen smjer gledanja, program automatski određuje u kojem smjeru se nalazi konekcija sa implantatom. Tijekom procesa izrade, glodalica će zadržati određeni razmak do spomenute konekcije koji neće prijeći i on služi kao faktor sigurnosti u slučaju raznih

odstupanja uslijed rada (vibracije, greške položaja i orijentacije, greške kretanja motora). U CAM programu postoje predefinirani parametri obrade (posmak, broj okretaja i dubina rezanja) za CAD-CAM dentalne materijale i strategije glodanja za svaki tip protetskog rada. Upornjak sa označenim značajkama prikazan je na Slika 42.



Slika 42. Postavljanje parametara marginalne linije i provrta za vijak

Kod izrade upornjaka potrebno je ispravno orijentirati rad u poluproizvodu iz kojega se izrađuje kako bi konačna orijentacija protetskog rada bila ispravna s obzirom na geometriju spoja sa implantatom. U suprotnom će nakon montaže upornjak biti orijentiran pogrešno u odnosu na implantat. Implantat sadrži utor određenog oblika u koji treba doći konekcija koja je na upornjaku, a ona je najčešće šesterokutnog poprečnog presjeka, što znači da upornjak može biti postavljen u šest različitih orijentacija. Od svih šest orijentacija samo je jedna točna, jer je tako konstruiran cijeli upornjak koji nije simetričan. Izrada titanskog individualnog upornjaka vidljiva je na Slika 43. CAM program također ima i dodatak za simulaciju izrade rada *HyperVIEW*. U njemu je moguće proučiti putanje glodala i izraditi razna izvješća o vremenima upotrebe glodala, ukupnom prijednom putu glodala, vremenu potrebnom za izmjene alata, itd. Izvješća bi se potencijalno mogla iskoristiti za razne analize trajanja izrade, životnog vijeka glodala, količine potrošenih glodala i sl. CNC glodalica koja je korištena za izradu abutmenta sa slike je stroj tvrtke *DentalPlus* naziva *Plus Mill SIII*. Glodalica ima mogućnost izrade pomoću 5 osi, jednostavan je za kalibraciju, obrađuje sve potrebne materijale, može koristiti do 8 glodala, te mu je potrebna snaga od 500W a dostiže do 50 000 okretaja/min. Nedostatak mu je manji radni volumen od ostalih strojeva (postoje strojevi u koje je moguće ubaciti nekoliko

sirovaca odjednom koje stroj automatski mijenja), te dulje vrijeme izrade od potencijalnog jer parametri obrade (brzina glodanja, posmak, broj okretaja alata, dubina rezanja, ...) nisu postavljeni da se brzo izradi proizvod već da se sačuvaju alati u glodalici. Ručnim povećanjem posmaka i broja okretaja alata može se skratiti vrijeme izrade ali na način koji nije dovoljno točan jer se može utjecati na samo dva parametra obrade. Dubina rezanja i strategija obrade se ne mogu mijenjati ručno jer se G-kod sastoji od minimalno nekoliko desetaka tisuća linija koda koji sadrže koordinate CAD modela i ručna promjena je praktički nemoguća. Veći modeli (kod mostova većeg raspona) sadrže i do nekoliko milijuna linija koda.

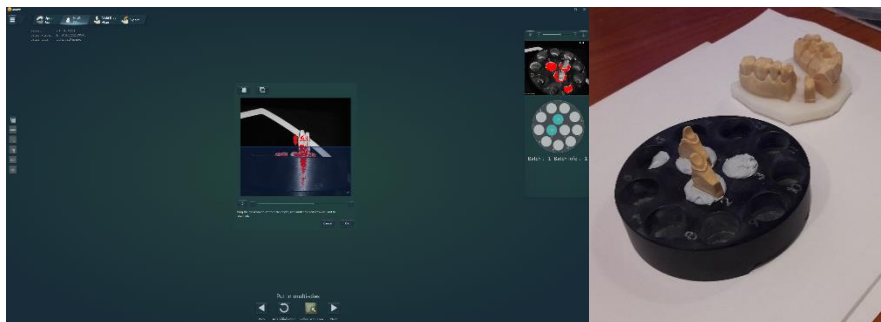


Slika 43. Predobradak stegnut u zahvatu prije početka obrade glodanjem (lijevo), tijekom glodanja (sredina) i nakon završetka obrade (desno)

5.2. Izrada mosta

Izrada mosta je slična kao i izrada krunice u prethodnom poglavlju i započinje uzimanjem otiska pomoću žlice i izradom gipsanog radnog modela. Gipsani radni model je potrebno skenirati kako bi se dobio digitalni radni model potreban za izradu CAD modela protetskog rada. Pomoću skenera se gipsani radni model pozicionira prema predefiniranim pozicijama i rotira se pomoću držača u odnosu na kamere. Na taj se način snima iz svih kuteva potrebnih za dobivanje cjelovitog skena radnog modela. Ako je potrebno moguće je i ručno pozicioniranje za dodatno snimanje modela iz posebnih kuteva. Za skeniranje je korišten skener *Up300* tvrtke *Up3D*.

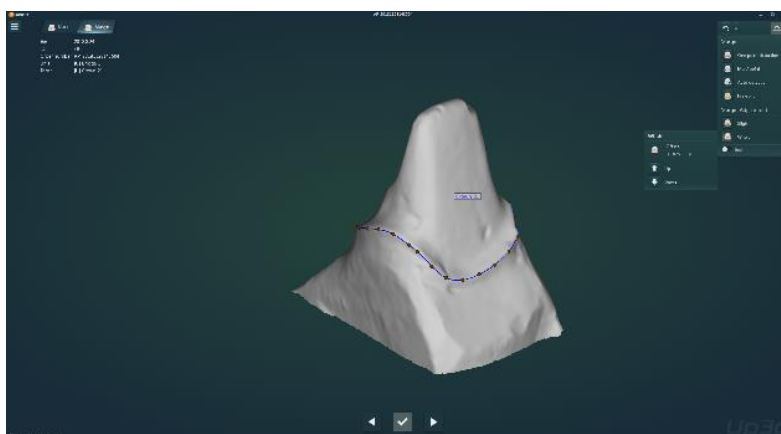
Nakon skeniranja cijelog radnog modela program daje upute koje zube treba izdvojiti i staviti ponovno na skeniranje, ali svakog odvojeno na posebnu poziciju određenu automatski u programu. Program uvijek označava zube na koje će dosjedati sidra mosta, prema radnome nalogu koji je korisnik ispunio u CAD programu prije početka konstruiranja. Da bi to bilo moguće radni model mora biti segmentiran, odnosno pojedini zubi se moraju moći dati izvaditi. Također program sam određuje pozicije na koje je potrebno staviti zube, Slika 44.



Slika 44. Priprema modela za pojedinačno skeniranje

Na ovaj način se dobiva kvalitetnija slika cijele marginalne linije. Moguće je dodatno skenirati radni model suprotne čeljusti, te oba dvije čeljusti u zagrizu i tada se može modelirati u odnosu na zagriz pacijenta. Nakon završenog skeniranja, program automatski omogućava prijelaz na konstruiranje protetskog rada u programu *UpCAD*. Kako je nalog već ispunjen prije početka skeniranja, nije potrebno ponavljati ovaj korak, već program odmah traži od korisnika da označi zube koji su označeni u nalogu. Most će se konstruirati pomoću programa *UpCAD*.

Kako je model segmentiran, skener je napravio dovoljno precizan sken da je moguće automatsko prepoznavanje marginalne linije tijekom konstruiranja. Korisnik uvijek može intervenirati i podesiti liniju po želji pomoću hvatača na liniji, Slika 45.

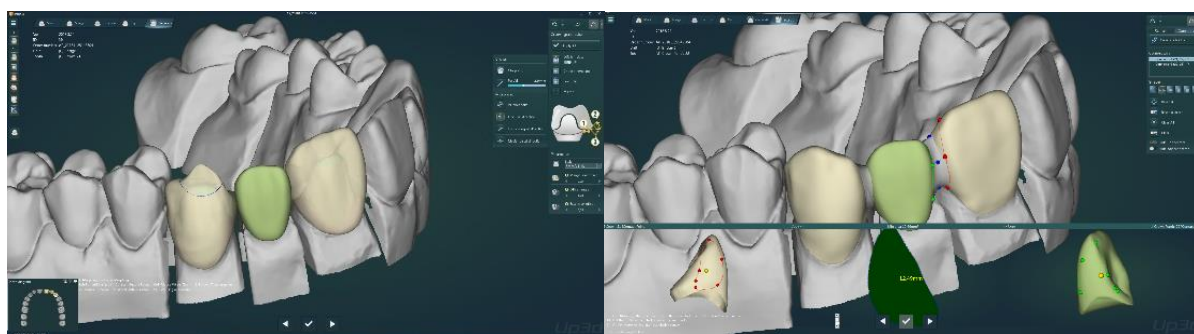


Slika 45. Označavanje linije margine

Zatim je potrebno postaviti os umetanja zubi, jer prema njemu CAD program generira dosljedne površine sa bataljcima na koje će biti montirani. S obzirom da se radi o mostu, potrebno je da

obje osi umetanja budu paralelne radi montaže cijelog rada (nije jasna svrha odabira različitih osi umetanja za različite članove u mostu, jer bi onemogućile ispravnu montažu krunice). Most je napravljen iz jedinstvenog dijela i svi članovi u mostu se montiraju istovremeno. Zato sve dosjedne površine moraju biti izračunate s obzirom na isti smjer montiranja kako bi montaža bila moguća.

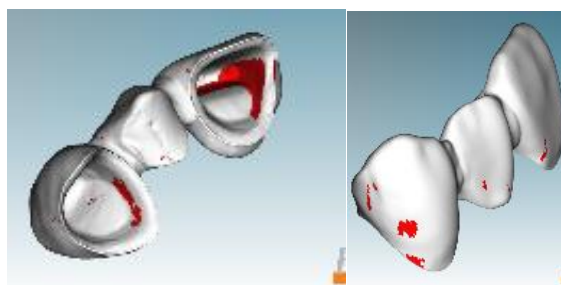
Pri izradi CAD modela potrebno je namjestiti parametre dosjeda s obzirom na zračnost koju je potrebno predvidjeti za cement kojim će se most učvrstiti na bataljak. Modeliranje morfologije protetskog rada i relativno pozicioniranje morfologije zuba vrši se s obzirom na marginalnu liniju. Modeliranje morfologije uključuje prilagođavanje automatski učitanih modela zubi ostalim zubima u čeljusti. Prilagođavaju se promjenom veličine, nagiba, zakreta i oblika zuba, te dodavanjem, odnosno oduzimanjem materijala. Na kraju konstruiranja potrebno je provjeriti i spojeve između susjednih članova mosta, jer program javlja grešku i ne može izraditi konačni model ako je poprečni presjek spoja dva susjedna člana u mostu premalen. Njihov minimalni poprečni presjek mora zadovolji uvjet minimalne površine presjeka radi sigurnosti od loma, Slika 46. Ovaj parametar korisnik sam može namjestiti prema potrebi, pri modeliraju spojeva između članova u mostu. Vrijednosti parametra se biraju prema preporukama proizvođača sirovog materijala iz kojega se proizvodi protetski rad jer proizvođač vrši razna testiranja čvrstoće konstrukcije.



Slika 46. Modeliranje morfologije zuba, te spojeva između članova

Slijedi izrada G-koda u CAM programu za prethodno konstruirani most. Koraci postavljanja CAD modela u CAM program su identični za izradu različitih tipova protetskih radova. Za most će biti potrebno napraviti iste korake kao i za krunicu, jedina je razlika što će se kod mosta postupak ponoviti onoliko puta koliko se traži članova.

Prvo je potrebno odabrati sirovac iz kojega će se rad izraditi. Najbolje je kada se uzme sirovac približno iste visine kao i visina rada, kako bi bilo što manje neiskorištenog materijala. Zatim je model potrebno orijentirati obzirom na glavnu os glodanja kako bi se mogli obraditi svi dijelovi mosta. Inače alat glodalice ne može pristupiti mjestu u podrezu i taj dio ostaje neobrađen. Nakon označavanja marginalne linije potrebno je postaviti lokalnu os umetanja za izradu svakog pojedinog dosjeda što je jako korisno jer se iz jednog kuta glodanja ne mogu obraditi sve površine protetskog rada. Postavljanje te osi je isto kao i postavljanje glavne osi umetanja. Ako se podrez nalazi na dosjednoj površini most se neće moći ispravno montirati zbog viška materijala koji smeta. Provjera podreza s obzirom na glavni smjer glodanja se radi pomoću posebnog alata unutar CAM programa koji omogućava precizno orijentiranje sa minimalnim zakretom koji je moguće mijenjati prema potrebi. Podrezi su označeni crvenom bojom (Slika 47).



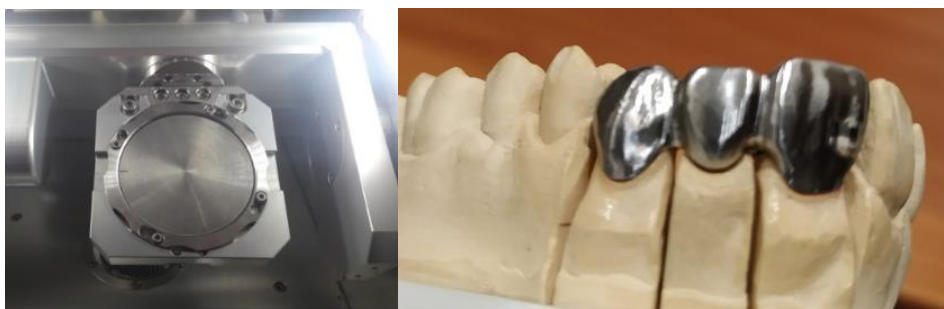
Slika 47. Orijentiranje s obzirom na podreze

Također je potrebno i pozicionirati spojeve s kojima je rad povezan za sirovac tokom procesa glodanja. Poželjno je da se spojevi sa sirovcem postave na stranu koja neće biti u dodiru sa susjednim zubima ili u dosjedu, kako se naknadnom ručnom obradom ne bi oštetili ti dijelovi. Kada se postave svi parametri program dozvoljava pokretanje proračuna putanje alata, te izrađuje G-kod. Program ne dozvoljava pokretanje izračuna G-koda prije nego ima označene sve potrebne značajke na CAD modelu kako bi se umanjila ljudska pogreška ako operater slučajno zaboravi ili previdi neku značajku na modelu.

Postoje i razni radovi koji su kombinacija upornjaka i krunice, odnosno mosta. Ovisno o tome što rad sadrži potrebno je označiti navedene dijelove. Ako se most montira direktno u implantat na jednom članu i na batljak na drugom članu, potrebno je označiti značajke krunice na članu koji se montira na bataljak, a značajke upornjaka na članu koji se montira u implantat. Radovi

koji se učitavaju iz iste lokacije kao i konstrukcijska datoteka (eng. *construction file*) će biti učitani zajedno sa svim potrebnim značajkama. U tom slučaju je potrebno namjestiti osi umetanja, cijelog rada i dosjeda, te spojeve sa sirovcem.

Nakon što se postave sve potrebne značajke, program izračunava G-kod. G-kod se zatim učitava u stroj i izrađuje se konačni protetski rad. Sirovac stegnut u stroju i gotovi rad mogu se vidjeti na Slika 48.

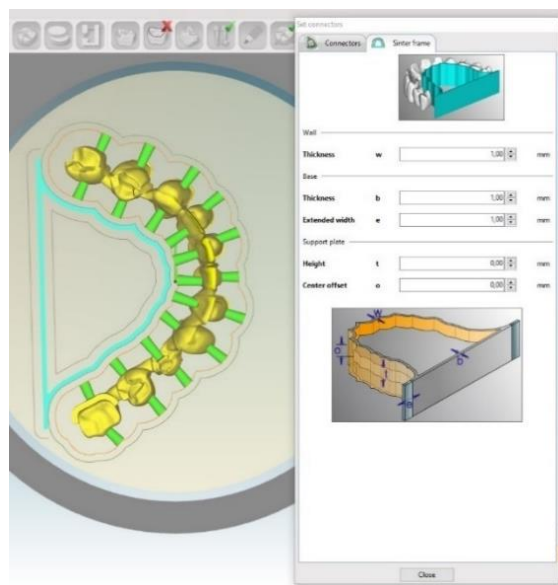


Slika 48. CoCr disk prije obrade (lijevo) i konačni metalni rad (metalna konstrukcija mosta na koju će se zapeči keramika) (desno)

Nakon izrade potrebno je ručno obraditi mjesta spojeva rada i sirovca pomoću mikromotora. Ponekad zubi nisu dobro pobrušeni prije uzimanja otiska (neparalelne stijenke, bačvasti oblik bataljka, ...) i modeliranje na takvim otiscima će uzrokovati podreze na konstrukciji prilikom izrade. Takve radove će biti potrebno ručno obraditi kako bi dobro nasjeli na radni model, odnosno na pacijentove zube. Također je potrebno zagladiti sve oštre rubove prije pečenja keramike na metalnu konstrukciju (inače su uzrok zareznog djelovanja koje vrlo nepovoljno utječe na keramiku).

Ako se izrađuje proizvod od cirkonijevog dioksida, potrebno ga je sinterirati u peći prema temperaturnoj krivulji koju je odredio proizvođač cirkonskog sirovca. Cirkonijev dioksid (ZrO_2) je u sirovom stanju kredaste teksture i jako se lako obrađuje, a nakon sinteriranja dostiže iznimno visoku čvrstoću (do 1200 Mpa). Radovi od cirkonijevog dioksida ručno se obrađuju prije sinteriranja, jer zahtijevaju znatno više ručne obrade od metalnih materijala. Trebaju se obraditi spojevi sa sirovcem, a onda mjesta koja glodalica nije mogla zbog prevelikih promjera alata (najmanji promjer alata je 0,5mm za keramičke blokove, uska poručja CAM program zanemaruje isto kao i podreze tijekom izračuna G-koda). Ovo se najviše odnosi na radove koji se sastoje od krunica cjelovite morfologije, na koje zubni tehničar neće naknadno rukom

dodavati nove slojeve keramike. To je zato što su u protetskom radu svi članovi u mostu spojeni, a stvarni zubi nisu. Ovaj dio se treba provoditi iznimno oprezno, jer inače ostaju zarezi na najtanjim dijelovima mosta koji mogu biti uzrok pucanja konačnog protetskog rada. Ako se ne provodi „separacija“ estetski dojam konačnog rada je značajno smanjen (preumjetan izgled konačnog rada). Ako će se slojevati dodatna keramika potrebno je pobrusiti vanjske površine konstrukcije (radi boljeg držanja novih slojeva sa osnovnom konstrukcijom). Unutarnje dijelove, odnosno dosjede na bataljke je potrebno dobro ispuhati i isčetkati kako se višak materijala ne bi sinterirao i onemogućio ispravan dosjed rada. Dodatan nedostatak je što se radovi ne mogu isprobati na radnom modelu prije sinteriranja jer su dimenzije uvećane zbog sužavanja materijala prilikom sinteriranja. Naknadna obrada nakon sinteriranja se izbjegava, zato što prilikom obrade sinteriranog cirkona može doći do pojave mikropukotina u materijalu zbog vibracija i nejednakosti ručne obrade. Takve mikropukotine će uzrokovati lom konstrukcije. Prije obrade cirkona, stroj je potrebno očistiti i prebaciti na suhi režim obrade da se sirovi cirkon ne bi smočio i upio vodu koja bi se potom trebala osušiti prije sinteriranja. Kod cirkonskih mostova sa više od 7 članova potrebno je postaviti i okvir za sinteriranje (eng. *Sinter frame*) koji će ukrutiti konstrukciju kako se most ne bi deformirao prilikom sinteriranja u peći (Slika 49.).



Slika 49. Postavljanje sinter frame-a

Rad je potrebno staviti u peć u posebnoj posudici koja je ispunjena sinter kuglicama, koje pomažu da se rad ne stali sa podlogom tijekom procesa sinteriranja. Koeficijent toplinskog

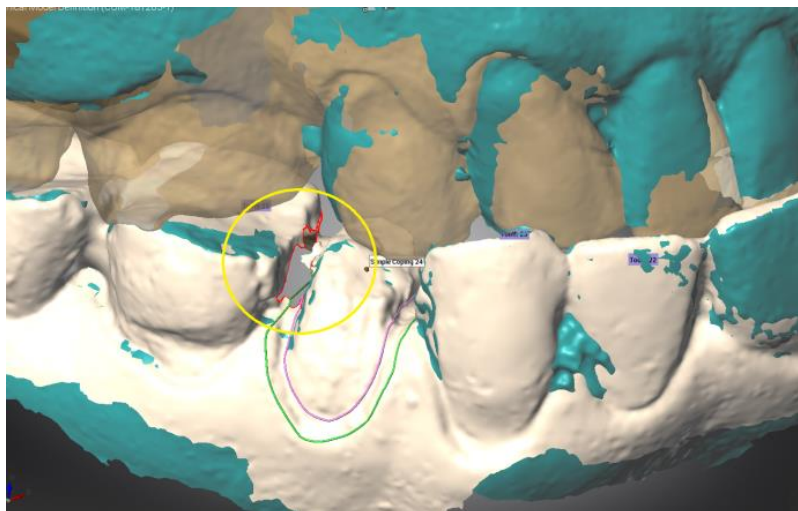
istezanja određuje proizvođač, te je taj podatak potrebno unijeti prilikom kreiranja novog sirovca u CAM programu kako bi program točno povećao CAD model. CAD model je potrebno predimenzionirati jer se cirkonijev dioksid znatno steže za prilikom sinteriranja (za otprilike 25%). Konačna konstrukcija vidljiva je na Slika 50.



Slika 50. Konačna konstrukcija, napravljena od cirkonijevog dioksida

5.3. Izrada radnog modela

Princip rada i način modeliranja je isti kod izrade radnog modela i protetskog rada osim što se za izradu radnog modela koristi digitalni otisak napravljen pomoću intraoralnog skenera. Radni model se konstruirao pomoću programa *Dental Wings*. Svrha izrade radnog modela je provjera kvalitete dosjeda konstrukcije na bataljke. Potrebno je pozicionirati digitalne otiske čeljusti, označiti klinički model (susjedne zube, koji zubi nedostaju i na kojim zubima se planira konstruirati), modelirati geometriju rada i poslati STL datoteku u CAM jedinicu. Zbog loših uvjeta u kojima se vrše skeniranja intraoralnim skenerom (krv, odsjaj zuba, slina, prevelika debljina sloja spreja, itd.) u skenu uvijek postoje nezatvorene površine, a to su mjesta gdje skener nije uspio snimiti i povezati točke (Slika 51.). Dentalni CAD program omogućava zatvaranje otvorenih površina u skenu automatskim putem, kako ne bi došlo do greške prilikom izrade rada. Nakon završetka modeliranja, program generira CAD modele te je moguće snimiti STL datoteke potrebne za izradu radnog modela. Za pripremu izrade modela koristio se *FlashDLPrint* programski paket koji služi za pozicioniranje i orijentiranje izratka na radnoj podlozi printera i postavljanje parametara izrade DLP postupkom izrade. Za izradu polimernog modela koristio se DLP 3D printer *Flashforge Hunter*.



Slika 51. Nezatvorena površina u skenu na nezgodnom mjestu koju program označi crvenom bojom te zatvori sa površinom koja spaja sve točke na rubu

U programu je potrebno orijentirati i pozicionirati CAD modele tako da potporne strukture ne budu generirane na dosjednim površinama. Prije generiranja odabiru se postavke potpore, a program prije rezanja modela na presjeke snima potpornu strukturu kao dio modela. Završni korak je odabir parametara izrade modela poput ispune, podloge, uvjeta umrežavanja, itd. Nakon izrade, model je potrebno očistiti od potporne strukture i ostataka polimera s alkoholom, te staviti na dodatno umrežavanje na UV svjetlu u posebnoj peći sa UV žaruljama. Gotov model se može vidjeti na Slika 52.



Slika 52. Modeli prije dodatnog umrežavanja (lijevo) i nakon dodatnog umrežavanja (desno)

5.4. Izrada metalne konstrukcije za multi-unit upornjake

Metalna konstrukcija služi kao potpora pokrovnoj protezi koja se radi kada u čeljusti ne postoji niti jedan zub. Pokrovna proteza se montira na implantate (uobičajeno 4 do 6 implantata po jednoj čeljusti), a da bi montaža bila moguća u implantate se trebaju stegnuti multi-unit upornjaci. Princip rada je vidljiv na Slika 53.

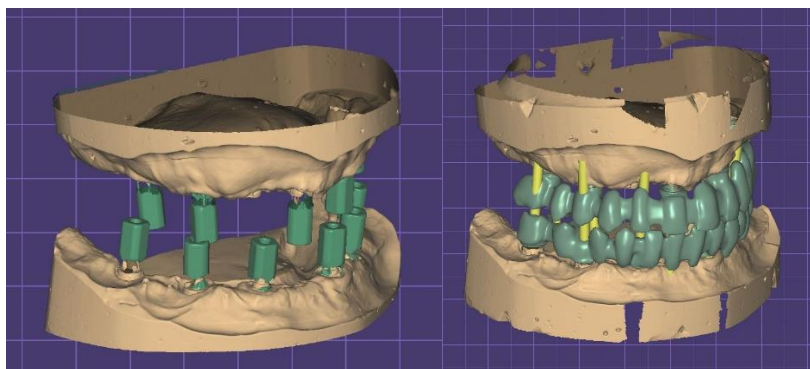


Slika 53. Principa rada mutli-unit konstrukcije [56]

Ovi upornjaci su izvedeni sa jednostavnom geometrijom koja omogućava montažu cijele konstrukcije unatoč tome što su implantati ugrađeni pod različitim kutevima. Ukoliko pokrovna proteza nije ojačana metalnom konstrukcijom, vrlo vjerojatno će doći do loma na najslabijem području. Montira se na implantate u čeljusti. Zubni tehničari koji trebaju izraditi metalnu konstrukciju za potpunu pokrovnu protezu mogu izraditi konstrukciju tehnologijom lijevanja (s pomoćnim dijelovima za lijevanje) ili naljepiti pomoćne dijelove za spajanje, ali takav postupak ne garantira da će konačni rad biti dobar, odnosno da će ispravno nalijegati na multi-unit upornjake. CAD-CAM izrada metalnih konstrukcija s intergiranim spojem uklanja mogućnost pogreške kod lijevanja ili lijepljenja spoja na izlivenu metalnu konstrukciju. Moguće je i da se na istom radu izradi više različitih spojeva s implantatom (ovisno o broju implantata) za slučajeve kada se pacijentu ugradilo više implantata od različitih proizvođača ili različiti podtipovi jednog sustava implantata. Metalna konstrukcija će se konstruirati u CAD programu *exocad*.

Cijeli postupak izrade je sličan kao i za ranije spomenute radove. Postupak započinje uzimanjem otiska, a zatim se izrađuje radni model koji se skenira sa montiranim tijelima za skeniranje (implantološki rad). Proces konstruiranja započinje kao i proces konstruiranja individualnog upornjaka. Prvo je potrebno označiti pomoćna tijela za skeniranje na skenu

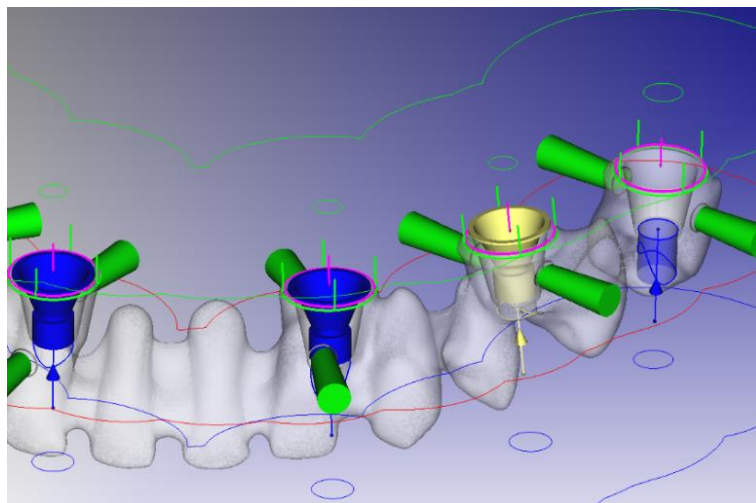
radnog modela. Zatim se definiraju marginalne linije. Nakon toga slijedi pozicioniranje konačnog oblika zub koji se predviđa za pojedini slučaj. Konačni oblik zuba se reducira za iznos debljine keramičkog sloja koji će se postaviti na konstrukciju. Redukcija se vrši ortogonalno na vanjsku površinu zuba i uvijek je potrebno ručno uređivanje CAD modela jer resultantna geometrija nije ispravna s obzirom na konačnu morfologiju zuba koja se želi postići dodavanjem keramičkih slojeva. Površina reducirane geometrije je neravna, može sadržavati oštre bridove ili podreze te uske dijelove koji su manji od najmanjeg alata u glodalici, što znači da će ti dijelovi konstrukcije ostati neobrađeni jer će ih CAM program zanemariti. Posljednji korak je postavljanje spojeva između članova u metalnoj konstrukciji, što je posljednji korak u postupku modeliranja. Na Slika 54. su vidljivi sken radnog modela sa tijelima za skeniranje i konačni CAD model metalne konstrukcije. Konstrukcija se od običnog metalnog mosta razlikuje u tome što u čeljusti nema niti jednog bataljaka i montira se na multi-unit upornjake.



Slika 54. Skenirani radni model sa pomoćnim tijelima za skeniranje (lijevo) i CAD model metalne konstrukcije (desno)

U CAM programu se izrađuje G-kod za CNC glodalicu, a postupak uključuje korake potrebne za izradu upornjaka i obične krunice. Razlika je u tome što je potrebno učitati točne geometrije spojeva sa multi-unit upornjacima, jer uobičajeno proizvođači ne nude ovu opciju. Razlog tome je što su baze podataka od proizvođača napravljene tako da imaju krivu geometriju spoja sa implantatom, kako ostali ne bi jednostavno mogli kopirati geometriju spoja. Točne su samo dimenzije visine spoja jer je ta informacija bitna kod konstruiranja rada u CAD-u i pozicioniranja rada u CAM-u (upornjaci). Standardni postupak izrade podrazumijeva lijepljenje posebnog nastavka (kojeg prodaje proizvođač) na metalnu konstrukciju na točno pripremljeno mjesto i na taj način se metalna konstrukcija može montirati na multi-unit abutmente jer je na tom posebnom nastavku izrađena geometrija spoja. Proizvođač CAM programa nudi kao opciju

moгуćnost kupovine baze podataka sa CAD modelima koji se lijepe u CAM programu na konstrukciju kako bi se izradila metalna konstrukcija iz jedinstvenog komada. Postavljanje spojeva za implantate na metalnu konstrukciju može se vidjeti na Slika 55.



Slika 55. Postavljanje spoja za multi-unit abutment

Nakon izrade konstrukcije potrebna je završna ručna obrada metalne konstrukcije. Na gotovu konstrukciju se dodaju materijali koji će imitirati gingivu i zube i takva se montira pacijentu u usta. Na Slika 56. mogu se vidjeti završene metalne konstrukcije za pokrovne proteze obiju čeljusti jednog pacijenta.



Slika 56. Gotove metalne konstrukcije za pokrovne proteze

6. Rasprava

Digitalizacija CAD-CAM procesa je zahtjevna kada se odjednom digitalizira cijeli postupak izrade protetskog rada. Zahtjevna jer se za optimalnu izradu i potrošnju materijala treba prvo postaviti optimalne parametre u CAD i CAM programima kako bi svaki rad bio pravilno izrađen. Najčešći uzrok ponavljanja postupka izrade su pogrešno postavljene parametri prilikom konstruiranja u dentalnom CAD programu i parametri obrade u dentalnom CAM programu. Kada se optimalno postave svi parametri, s obzirom na materijal koji se obrađuje i alate koje koristi CNC glodalica, broj ponavljanja izrade je minimalan. Ponavljanja se događaju jer je svaki rad individualan i nema serijske proizvodnje (iznimka su dijelovi poput upornjaka koji se ne moraju raditi uvijek u individualnoj varijanti).

Izrada svakog protetskog rada započinje uzimanjem otiska usne šupljine pacijenta. Ovaj proces je vremenski kratak, ali neugodan za pacijenta. Intraoralni skener je ugodan za pacijenta jer mu se usta ne trebaju ispuniti masom za uzimanje otiska, ali traje dulje i ne preporuča se kod izrade mostova većeg raspona (preko 5 članova) jer mu se greška kod skeniranja cijele čeljusti poveća toliko da postane manje precizan od klasičnog otiska. Problem kod intraoralnog skeniranja je trzanje ruke, micanje pacijenta, te sjajne površine (krv i slina stvaraju odsjaj zbog kojeg se površine koje prekrivaju ne mogu snimiti). Kvalitetniji skeneri koji bi se mogli koristiti i za konstrukcije većeg raspona su nekoliko puta skuplji od ostalih, ali i dalje ne mogu skenirati sjajne površine što je problem koji tek treba riješiti. Ekstraoralni skeneri su znatno precizniji, jer su radni uvjeti kontrolirani, ali je njihov nedostatak što zahtijevaju već izrađeni radni model (gipsani ili 3D printani) koji će se skenirati.

Tradicionalni postupci izrade protetskih radova podrazumijevaju uporabu potrošnih materijala i puno međukoraka pri izradi samog rada. Primjerice, za izradu metalnog mosta je potrebno izraditi gipsani radni model s pokretnim bataljcima koji se mogu odvojiti od ostatka radnog modela, a to se radi izrezivanjem gipsanog radnog modela pomoću mikromotora. Gipsani radni model je potrebno radirati prije nego se započne sa modeliranjem voštane jezgre. Voštanu jezgru je potrebno uložiti u kalup i predgrijati prije postupka lijevanja. Nakon lijevanja se metalna konstrukcija treba polirati da joj površina bude glatka. U procesu lijevanja može doći do deformacije konstrukcije i tada se najčešće treba ponoviti cijeli postupak izrade, od modeliranja do lijevanja.

Digitalnim postupkom se izrađuje 3D printani radni model što zahtijeva znatno manje ljudskog rada naspram izrade gipsanog modela. Ujedno nema potrebe za gipsom i svom potrebnom opremom povezanom sa izradom gipsa (npr. vakuumska miješalica, trimer, vibrator, itd., [9], [7]). Također je bolji pregled marginalnih linija i dosjednih površina na bataljcima, te je olakšan pregled kada su radni modeli čeljusti postavljeni u zagriz. Pregled je bolji jer korisnik može uvećati sken modela koliko je potrebno, a njih može pogledati iz svih kuteva, što u artikulatoru nije moguće zbog same konstrukcije artikulatora. Lakše je i pozicioniranje radnih modela u odnosu na magnetnu pločicu (Slika 32. Previsoki radni model gornje čeljusti će uzrokovati da se radni model ne može pravilno skenirati u cijelosti, jer se ona pozicionira digitalno, a ne ručno. Nedostatak izrade radnog modela digitalnim putem je što nema gipsanog dodatka za artikulator unutar dentalnog CAD programa koji bi se dodao radnom modelu. Ovaj dodatak je potreban da se radni model može montirati u artikulator na potrebnu visinu i u praksi nije neuobičajeno vidjeti da se 3D printani radni modeli sa gipsanim dodatkom dovode u željeni međuodnos u artikulatoru. Moguće je naknadno ubaciti ovaj dodatak, ali to zahtijeva vještine i znanja iz tehničkih područja koja nisu vezana za zubnu tehniku. Pri tome se misli na konstruiranje gipsanog dodatka u CAD programu i izradu pripadne XML datoteke. Problem je što upute koje postoje od strane proizvođača dentalnih CAD programa nisu zamišljene za ovakvu upotrebu, te se ne navodi kako bi se trebali pripremiti CAD model dodatka za artikulator i pripadna XML datoteka.

U postupku izrade protetskog rada postoji definiran proces i određeni koraci izrade se ne mogu započeti prije nego se prethodni završe. Proces započinje tako da se u vosku modeliraju konstrukcijski elementi mosta, sidra i tijelo koji se povezuju spojišta [9]. Gotov voštani model se ulaže u vatrostalni materijal i služi kao jednokratna jezgra za lijevanje. Uobičajeno se koristi rotacijski lijev. Postoji i tlačni lijev tlakom vodene pare, ali takvi su uređaji uobičajeno skuplji od rotacijskih lijevača [9]. Nakon lijevanja zubotehničar u laboratoriju obradi most i prilagodi ga na radnom modelu. Takav most se šalje na provjeru doktoru u ambulantu. On zatim provjerava odnose prema zubima suprotne čeljusti, susjednim zubima i prema gingivi, te ih prema potrebi doraduje. Nakon toga se most vraća u laboratorij gdje se peče keramika i rad poprima skoro gotovi oblik. Završne prilagodbe odrađuje doktor nakon ugradnje rada.

Digitalizacija procesa potencijalno može skratiti vrijeme od uzimanja otiska do postavljanja protetskog rada, jer omogućava konstruiranje protetskog rada prije nego je gotov radni model (konstruiranje u CAD programu je moguće raditi paralelno dok se izrađuje radni model u 3D

printeru). Mogućnost greške je manja jer je manji utjecaj ljudskog faktora tijekom izrade. Voštana jezgra za lijevanje može sadržavati šupljine i pukotine koje se mogu slučajno previdjeti; pogrešna priprema materijala za lijevanje znači da će metalna konstrukcija sadržavati usahline ili će biti deformirana; greške izrade gipsanog radnog modela utječu na konačni protetski rad (npr. ako susjedni zubi u gipsanom radnom modelu, prema kojima se modelira konačna geometrija protetskog rada, sadrže usahline na mjestima kontakta sa protetskim radom, onda se ne može pravilno modelirati završni keramički sloj).

Povećana je preciznost i ponovljivost izrade protetskih radova. Upotreba CAD programa omogućava bolji uvid (mogućnost povećavanja prikaza radnog modela), a upotreba CAM programa uklanja ljudske pogreške vezane uz izradu voštane jezgre i lijevanje. Greške vezane za izradu CAD-CAM postupkom ukazuju na to da nisu optimalno postavljeni parametri CAD i CAM programa, a najčešće greške su vezane uz montažu konstrukcije na bataljke. Ovo je jedan od glavnih problema implementacije, jer proizvođači CAD programa ne mogu predvidjeti koji stroj će se koristiti za izradu, niti koje će alate i materijale koristiti taj stroj. Jedan od parametara kojim se ovaj problem pokušava riješiti je postavljanje radijusa najmanjeg alata kojeg će se koristiti prilikom obrade sirovca, ali taj parametar nije dovoljan jer se greške montaže i dalje događaju. Da bi se izbjegla pogrška u montaži, potrebno je predimenzionirati zračnosti za cement i uključiti opciju za povećanje ukupne dosjedne površine na konstrukciji za određeni iznos, koji se određuje na početku postavljanja CAD-CAM sustava (npr. u *SolidWorks* CAD programu istovjetna opcija bila bi *Offset Surface*). Nedostatak dentalnih CAD programa je kod modeliranja konstrukcija od više članova. Prostor između dva susjedna člana u konstrukciji je manji nego najmanji promjer alata glodalice, što je česti uzrok krivih očekivanja konačnog rezultata od strane korisnika CAD programa.

Nedostatak CAM programa korištenog u ovom radu je što nema mogućnost prilagodbe postavki za glodanje bez nadoplate dodatnog modula. Pri tome se misli na parametre obrade (dubina i brzina glodanja, broj okretaja glodalice) i strategije obrade značajki na CAD modelu koji se učitava u CAM program. Stroj je time ograničen i ne može se napraviti strategija glodanja koja bi omogućila izradu jače podrezanih mjesta na određenim pozicijama u bloku. Iz ovog razloga je i ograničen izbor za kupovinu novih alata za glodalicu, jer su ti parametri također zaključani ako se ne investira u dodatni modul. Parametre obrade je moguće mijenjati: pomoću dijela CAM programa koji služi za simulaciju glodanja, ručnom izmjenom parametara u programu za

uređivanje teksta (npr. *Notepad*) ili programiranjem posebne aplikacije koja bi to radila automatski.

Kutevi umetanja implantata nisu uvijek isti zbog različitih uvjeta koji se razlikuju ovisno o slučaju. Zbog toga dolazi do potrebe za izradom većih kuteva nagiba provrta za vijak na implantološkim konstrukcijama, ali ponekad i izvan mogućnosti CNC glodalice. Tada je potrebno nagnuti konstrukciju unutar sirovca, što može uzrokovati veće podreze na vanjskoj geometriji i zbog toga je potrebno puno ručne obrade konstrukcije. Moguća je izrada provrta pod većim kutevima ali ne u prikazanoj implementaciji.

Zbog visoke cijene CNC glodalice postoje specijalizirani centri za glodanje u kojima se može poslati STL datoteka na izradu i tako nije potrebna dodatna investicija od strane zubotehničkog laboratorija. Alternativna tehnologija izrade je aditivna izrada metalne konstrukcije SLS printerom koji koristi metalni prah (CoCr i Ti legure u obliku praha), ali njihov glavni nedostatak je što zahtijevaju više dodatne obrade od glodanih radova. Glavna im je prednost što mogu napraviti veliki broj krunica sa iznimnom preciznošću bez podreza koji se pojavljuju kod CNC glodanja. Takva tehnologija izrade također zahtijeva visoku početnu investiciju zbog visoke cijene samog stroja. Aditivna tehnologija izrade zahtijeva ručnu obradu kao i tehnologija izrade glodanjem, ali u većem opsegu jer kvaliteta površine 3D printane konstrukcije nije visoka kao kod glodane konstrukcije. Kada bi se proizvodni proces organizirao na način da se prvo aditivnom tehnologijom izrađuju metalne konstrukcije koje se zatim na 5-osnoj CNC glodalici obrađuju do konačne kvalitete površine, potencijalno bi mogli smanjiti potrebnu ručnu obradu na minimalnu mjeru. DLP tehnologija se koristi pri izradu jezgri za lijevanje i moguća je alternativa kada tradicionalni zubotehnički laboratorij prelazi na digitalni CAD-CAM postupak izrade protetskih radova. DLP printer za izradu radnih modela i jezgri za lijevanje je znatno jeftiniji od CNC glodalice i SLS printera za metal. Uz njega je potrebno uzeti ekstraoralni skener i CAD program te bi takav labos već mogao raditi cijeli postupak digitalno, uz pretpostavku da posjeduje ljevač za metal ili CAD modele šalje na izradu izvan svog laboratorija na izradu CNC glodanjem ili 3D printanjem. Potencijalni problemi u tom slučaju su kod lijevanja jezgri izrađenih DLP postupkom u tradicionalnom stroju za lijevanje (npr. centrifugalnom ljevaču). Ovakvim načinom izrade problemi lijevanja neće biti riješeni te je novi problem dodatna ručna obrada jezgri za lijevanje, koje će biti krhke i lako lomljive zbog stomatoloških zahtjeva za tankom stijenkom konstrukcije.

Tolerancije su jako uske (zračnosti za cement su reda veličine od 5-100 μ m) i događa se da se krunica, koja je konstruirana zajedno sa pripadnim bataljkom, ne može montirati na njega nakon izrade, a tada ga je potrebno ručno obraditi pomoću mikromotora. Prednost je što u slučaju potrebe za ponavljanjem izrade konstrukcije ne treba raditi cijeli model ponovno (kao u tradicionalnom postupku), već je dovoljno ponovno učitati CAD model u CAM program i učitati novi G-kod u stroj (npr. ako dođe do pojave pukotine u cirkon dioksidnoj konstrukciji tijekom sinteriranja).

Uvođenje digitalnih tehnologiju u proces razvoja dentalne protetike također olakšava komunikaciju između doktora i zubotehničara. Skenovi i CAD modeli se mogu poslati putem interneta i oboje ih mogu istovremeno promatrati i komentirati bez da su fizički zajedno na istom mjestu. U digitaliziranom procesu izrade nema potrebe za slanjem fizičkog otiska u žlici ili pohranjivanjem otisaka i radnih modela dok čekaju red za izradu.

Također, digitalni postupci omogućavaju izradu potpuno keramičkih radova zbog razvoja tehničkih keramika koje se primjenjuju u sklopu CAD-CAM postupaka izrade protetskih radova. Iz bloka keramike se može izraditi potpuno keramički most za koji nije potrebna metalna konstrukcija. Međutim, tehnologija izrade zahtjeva drugačiju pripremu bataljaka, odnosno drugačiji način brušenja zuba tijekom pripreme za protetski rad. Minimalna debljina stijenke keramike 0,6mm a metalne 0,3mm, što podrazumijeva da se veći dio zdravog zuba mora ukloniti što je negativna strana primjena potpuno keramičkih protetskih radova [49]. Programi sinteriranja većih mostova traju oko 14 sati i ako konačni rezultat nije dobar potrebno je ponoviti cijeli postupak od postavljanja mosta u CAM. Pri tome se misli na greške u montaži ili pojavu pukotina unutar materijala. Postoje razni proizvođači keramičkih blokova i različiti proizvođači peći za sinteriranje i njihove parametre je također potrebno dobro uskladiti kako bi se dobio optimalan konačan rezultat. Proizvođači uz keramičke blokove šalju i temperaturne krivulje koje prati režim sinteriranja i njih se smije uređivati kod postavljanja parametara sinteriranja (brzina i trajanje grijanja ili hlađenja te temperatura na kojoj je potrebno držati konstrukciju određeni period). Dodatni problem je što postoji više režima sinteriranja, ovisno o tipu cirkon dioksidnog bloka (postoje jako i slabo translucentni, blokovi u jednoj nijansi boje i sa više nijansa boje koje se izmjenjuju od tamnije do svjetlije kroz poprečni presjek bloka). Ako se most sinterira na krivom režimu neće biti željene boje i translucencije (npr. može ispasti svjetlije boje i potpuno neproziran) što znači da se ne smiju istovremeno sinterirati mostovi napravljeni iz različitih vrsta blokova, jer nije moguće istovremeno pokretanje različitih režima

sinteriranja. Ako se uzme u obzir dugo vrijeme sinteriranja, potrebno je jako dobro planiranje jer ponavljanje radova može jako loše utjecati na rokove isporuke.

7. Zaključak

Sveukupan napredak tehnologije je ubrzao, olakšao i pojednostavio tok izrade dentalnih protetskih radova, dok je kvaliteta proizvoda porasla zbog povećane kontrole procesa i preciznosti izrade. Skraćeni su rokovi izrade i vrijeme trajanja ponavljanja rada. Nedostatak su potreba za završnom ručnom obradom i ograničenja CAD-CAM sustava u cijelosti koja su spomenuta u kontekstu ovoga rada, te ih je potrebno razmotriti kod daljnjeg razvoja CAD-CAM sustava u dentalnoj industriji.

Navedeni argumenti, pokazatelji i primjeri upozoravaju na zaključak da je potreban daljnji razvoj tehnologija koji će potencijalno sniziti cijenu i dodatno komercijalizirati CAD-CAM sustave u dentalnoj industriji kako bi se mogla početi primjenjivati direktna izrada protetskih radova u ordinaciji, odnosno *chairside*, način implementacije [40], [41]. Međutim i tada, takav pristup će biti teško izvediv zbog velike količine potrebne ručne obrade koju bi i dalje morao odrađivati zubarski tehničar. *Chairside* način izrade podrazumijeva da je ordinacija opremljena cijelim CAD-CAM sustavom i da se cijeli postupak izrade odvija na istome mjestu. Tradicionalno su stomatološka ordinacija i zubotehnički laboratorij odvojeni i nisu na istoj lokaciji te postoji potreba za transportom u pojedinim fazama izrade, što bi se ovim pristupom izbjeglo, a pacijent bi potencijalno unutar jednog posjeta mogao dobiti protetski rad, ako se radi o manjem zahvatu (npr. izrada ispuna ili krunice jednog zuba). Zato je uobičajena CAM izrada metalne konstrukcije u specijaliziranim centrima za izradu koji posjeduju 5-osne CNC glodalice i SLS printere za metal. Zubni tehničar izrađuje radni model (gipsani ili 3D printani), konstruira CAD model konstrukcije i šalje ga na izradu u jedan takav centar, te kada zaprimi izrađenu konstrukciju na nju obično nanosi slojeve keramike koje sinterira u vakuumskoj peći.

Daljnji razvoj tehnologija - povećanje preciznosti skenera, preciznija izrada i daljnja poboljšanja mehaničkih svojstava tehničkih materijala trebali bi doprinijeti mogućnosti sačuvanja većeg dijela zdravog zuba prilikom njegove pripreme za protetski rad. Na taj način će biti moguća izrada još tanjih stijenki konstrukcije i keramike koja se nanosi.

Kada govorimo o intraoralnom skeniranju, glavni problemi s kojima se susrećemo su preciznost, brzina izrade skena i sjajne površine koja se nakon nanošenja tankog sloja skena sprema ne vidi jednako detaljno u skeneru zbog debljine sloja. Kod ekstraoralnog skeniranja glavni problem su sjajne površine, a u novije vrijeme i dubina šupljina koja se može skenirati, jer su se pojavile opcije skeniranja otiska zubi direktno iz žlice sa otisnom masom. Posljednja

opcija je jako zanimljiva, jer će omogućiti stomatologu da izbjegne upotrebu intraoralnog skenera te izradu gipsanog radnog modela iz zubnog otiska u žlici.

Specijalizirani CAD programi za oblikovanje dentalne protetike nude bolju kontrolu tijekom izrade konstrukcije protetskog rada. Tijekom modeliranja upozoravaju korisnike na potencijalne probleme, te daju informacije o udaljenostima i debljinama stijenke konstrukcije i linearno vode korisnika kroz pojedine faze oblikovanja. CAM programi također upozoravaju korisnika na razne probleme, te posjeduju razne procedure za smanjenje mogućnosti ljudskih pogrešaka (npr. program upozorava korisnika ako je preskočio pojedini korak, dok se u tradicionalnom postupku dogodi greška u konstrukciji radi koje će vjerojatno biti potrebno ponoviti izradu jezgre za lijevanje i sam proces lijevanja). U navedenim CAD programima se određene udaljenosti znaju pogrešno prikazivati, okluzalni odnosi nisu uvijek dobro snimljeni i margine nisu uvijek jasne. Također, programi znaju biti nestabilni, a određene osnovne funkcije poput snimanja i ponovnog učitavanja u nekim programima nisu moguće. U nekim CAD programima korisnik nema povratnu informaciju o tome da li je model snimljen, te mora „riskirati“ ako nije završio sa konstruiranjem i mora privremeno prekinuti rad. Konačni CAD modeli su u STL formatu i znaju imati razne standardne greške poput krivo orijentiranih ili samopresjecajućih površina. Prije učitavanja u CAM program također treba pregledati CAD model i ispraviti sve nepravilnosti u njemu, jer sve nepravilnosti potencijalno mogu, ako dođu do stroja, uzrokovati krivi izradak ili havariju.

CAM programi olakšavaju i ubrzavaju proces postavljanja CAD modela u sirovac i njegovu izradu, ali ograničenja koja su postavljena uvjetuju mogućnosti modeliranja konstrukcije rada. Korisnik u CAD programu mora unaprijed predvidjeti sva ograničenja CAM programa pomoću kojega će se izraditi njegov CAD model. Zbog toga i dalje postoji potreba za naknadnom ručnom doradom, a to je problem koji je teško riješiti. Mostove je uvijek potrebno zaglađivati na mjestima spoja sa sirovcem i između elemenata mosta. Ako je metalna konstrukcija izrađena SLS tehnologijom, površinu je potrebno pjeskariti i polirati. Keramičke mostove je potrebno ručno obraditi kako bi se bolje prihvatila keramika, koja će se naknadno zapeći na konstrukciju. Također ih je potrebno jako dobro ispuhati i iščetkati kako bi se osiguralo dobro dosjedanje na zube. Ručna obrada će biti znatno smanjena kada postanu dostupna manja glodala od trenutnih, jer je trenutno najmanje glodalo koje se koristi za keramičke materijale promjera 0,5mm te 1mm za metalne konstrukcije.

LITERATURA

- [1] T. Miyazaki, Y. Hotta, J. Kunii, S. Kuriyama, Y. Tamaki: A review of dental CAD-CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, *Dental Materials Journal*, 2009. *Dent. Mater. J.*, vol. 28, no. 1, pp. 44–56, 2009.
- [2] J. Hraste, *Dentalna morfologija*. Sveučilište, Medicinski fakultet, 1974.
- [3] Lapter: V. *Stomatološki leksikon*. Zagreb : Globus, 1990.
- [4] C. Drysdale, K. Feran, P. Friel, S. Henderson, C. Parker, D. Speechley, C. Ucer, S. Wright, “A Dentist’s Guide to Implantology, The Association of Dental Implantology.” [Online]. Available: www.adi.org.uk. [Pristupljeno: 25-02-2019].
- [5] Čatović, A.: *Klinička fiksna protetika : Ispitno štivo*. Zagreb : Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 1999.
- [6] R. Borić, I. Brakus, L. Cigić, A. Čarić, J. Dumančić, V. Fugošić, K. Goršeta, V. Košta, M. Marinović Guić, D. Matošević, D. Matošević, S. Milardović, D. Negovetić Vranić, A. Ostroški Anić, B. Pažin, A. Poljičanin, I. Puhar, V. Runac, I. Savić Pavičin, S. Varga, J. Viskić, M. Vodanović, P. Vukša, I. Zajc: *Hrvatsko stomatološko nazivlje*, Institut za hrvatski jezik i jezikoslovlje, Zagreb, 2015.
- [7] M. Suvin, Z. Kosovel: *Fiksna protetika*, Školska knjiga, Zagreb, 1990. godine.
- [8] J. L. Jan Lindhe, *Klinička parodontologija i dentalna implantologija*, 4. izdanje
- [9] N. Tomić-Solar: *Laboratorijska fiksna protetika*, Medicinska naklada -Zagreb, 1999. godine
- [10] S. F. Rosenstiel, M. F. Land, J. Fujimoto: *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 3rd edition, Mosby Inc., 2001.
- [11] <http://www.dentalimplantscosthq.com/types-of-dental-implant-procedures/>. [Pristupljeno: 04-08-2019]
- [12] <http://harlingendentalimplants.com/implant-options/> [Pristupljeno: 04-08-2019]
- [13] Krmpotić-Nemanić, J.; Marušić, A. *Anatomija čovjeka*. Zagreb : Medicinska naklada, 2007.
- [14] J. M. Powers, J. C. Wataha: *Dental Materials – Properties and Manipulation*, tehntn edition, 2013 Elsevier Mosby
- [15] N. P. Lang, S. Jepsen: Consensus Report Implant surfaces and design (Working Group 4); *Clin. Oral Impl. Res.* 20 (Suppl. 4), 2009; 228–231. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01771.x
- [16] S. J. Nelson, *Wheeler’s Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*, Elsevier Health Sciences, 2009.
- [17] C. Misch: *Contemporary Implant Dentistry*, , 2008., Mosby, Inc., 3rd edition
- [18] H. R. Shafie: *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*, 2014 by John Wiley & Sons, Inc., 1st edition
- [19] N. Garg, A. Garg: *Textbook of operative denstistry*, Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd., 3rd edition 2015.
- [20] Ankylos® Product Catalog, Dentsply Sirona Implants.
- [21] IPS e.max® Press.
- [22] <https://serenitydentalclinic.com/stock-abutment-vs-cad-cam-customized-abutment/>, [Pristupljeno: 04-11-2018]
- [23] <https://www.123dentist.com/how-have-dental-veneers-changed-over-time/>. [Pristupljeno: 31-08-2019].
- [24] Šutalo, J.: *Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva*, Zagreb, Naklada Zadro, 1994., 423.

- [25] <https://dentagama.com/news/what-is-the-difference-between-inlay-onlay-overlay-and-pinlay>. [Pristupljeno: 31-08-2019]
- [26] <https://www.technology.matthey.com/article/48/1/30-31/>. [Pristupljeno: 31-08-2019]
- [27] V. Jerolimov i suradnici: Osnove stomatoloških materijala, Stomatološki fakultet u Zagrebu, (2005.)
- [28] ISO 7405:2018: Dentistry -- Evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry
- [29] ANSI/ADA Standard No. 41-Recommended Standard Practices for Biological Evaluation of Dental Materials: 2005.
- [30] R. G. Craig, J. M. Powers: Restorative Dental Materials, 2002., Mosby, Inc., 11th edition
- [31] J. R. Hupp: Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Introduction to implant dentistry: A Student Guide, February 2017 • Volume 75 • Supplement 2
- [32] M. Barišić: Nove tehnologije u dentalnoj protetici, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, 2016.
- [33] <https://www.scheftner.dental/home-news.html>. [Pristupljeno: 04-08-2019].
- [34] <http://www.geomedi.co.kr/>. [Pristupljeno: 04-08-2019].
- [35] <https://www.dentsplysirona.com/en>. [Pristupljeno: 04-08-2019]
- [36] C. P. Bergmann, A. Stumpf: Dental Ceramics - Microstructure, Properties and Degradation-Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013
- [37] K. Mehulić, J. Živko-Babić, T. Ivaniš, M. Kustec-Pribilović, H. Predanić-Gašparac: Staklokeramika u fiksnoj protetici - Dicor i Empress, Acta Stomatol Croat, Zagreb 1997; 149—155
- [38] <http://www.ivoclarvivadent.com.hr/hr/ips-empress-sustav-za-dentalne-tehnicare/ips-empress-cad>. [Pristupljeno: 04-08-2019].
- [39] G. Davidowitz, P.G. Kotick: The Use of CAD-CAM in Dentistry, Elsevier Inc., 2011.
- [40] F. Beuer, J. Schweiger, D. Edelhoff: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations, British Dental Journal 2008; 204: 505-511; 28.03.2008. godine
- [41] M. Šercer, D. Godec, A. Pilipović, M. Katalenić: Aditivna proizvodnja s polimerima, predavanja, Sveučilište u Zagrebu, FSB, 2018.
- [42] D. Page, A. Konschan, M. Abidi: Methodologies and Techniques for Reverse Engineering – The potential for Automation with 3-D Laser Scanners, Naziv djela: Reverse Engineering: An Industrial Perspective. Springer-Verlag London Ltd - Publishers, 2006.
- [43] <http://www.renishaw.com/en/ds10-contact-scanner--32394>. [Pristupljeno: 04-08-2019].
- [44] <https://www.gom.com/metrology-systems/atos.html>. [Pristupljeno: 04-08-2019].
- [45] <https://www.neo-dens.hr/dental-wings.html>. [Pristupljeno: 04-08-2019].
- [46] D.T. Pham, L.C. Hieu: Reverse Engineering Hardware and Software. Naziv djela: Reverse Engineering: An Industrial Perspective, Springer-Verlag, London, Ltd - Publishers, 2006.
- [47] Zeman, Nicholas Bernhardt: Essential Skills in Organic Modeling-A K Peters_CRC Press_Taylor & Francis (2018)
- [48] Katedra za konstruiranje i razvoj proizvoda, predavanja: Oblikovanje pomoću računala: Modeliranje krutim tijelima i modeliranje uporabom značajki, FSB, Zagreb, 2012. godine
- [49] Katedra za konstruiranje i razvoj proizvoda, predavanja: Oblikovanje pomoću računala: Krivulje i površine, FSB, Zagreb, 2012. godine
- [50] Dr. A. Baltzer, Dr. A. Kurbad: CAD-CAM i potpuna keramika – Estetski nadomjestci u stomatološkoj praksi, Quinstessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2007. godine

- [51] Fundamentals of CNC Machining, Desk Copy, Copyright 2014 Autodesk, Inc.
- [52] V. Petrović: Utjecaj nagiba osi glodala na hrapavost obrađene površine, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, FSB, 2012.
- [53] <https://www.engineering.com/AdvancedManufacturing/ArticleID/11930/The-What-Why-and-How-of-5-Axis-CNC-Machining.aspx>. [Pristupljeno: 04-08-2019].
- [54] I. Gibson I D. W. Rosen I B. Stucker: Additive Manufacturing Technologies, Springer Science+Business Media, LLC, 2010
- [55] Atlantis abutment design guide_32670606-US-1704
- [56] Multi-unit Abutment - Nobel Biocare. [Online]. Available: <https://www.nobelbiocare.com/us/en/home/products-and-solutions/dental-prosthetic-solutions/multi-unit-abutment.html>. [Pristupljeno: 25-10-2019]

PRILOZI

I. CD-R disc