

Digitalne tehnologije u izradi metalnih osnovnih konstrukcija u stomatološkoj protetici

Prpić, Vladimir

Postgraduate specialist thesis / Završni specijalistički

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:677870>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-28**



Repository / Repozitorij:

[University of Zagreb School of Dental Medicine Repository](#)





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Vladimir Prpić

**DIGITALNE TEHNOLOGIJE U IZRADI
METALNIH OSNOVNIH KONSTRUKCIJA
U STOMATOLOŠKOJ PROTETICI**

POSLIJEDIPLOMSKI SPECIJALISTIČKI RAD

Zagreb, 2024.

Rad je ostvaren u Zavodu za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Naziv poslijediplomskog specijalističkog studija: Dentalna protetika

Mentor rada: prof.dr.sc. Amir Ćatić, Zavod za fiksnu protetiku, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Klinika za stomatologiju KBC-a Zagreb

Lektor hrvatskoga jezika: Iva Popovački Kramarić, prof.

Lektor engleskoga jezika: Iva Popovački Kramarić, prof.

Sastav Povjerenstva za ocjenu poslijediplomskog specijalističkog rada:

1. Izv.prof.dr.sc. Andreja Carek

2. Prof.dr.sc. Amir Ćatić

3. Izv.prof.dr.sc. Samir Čimić

Sastav Povjerenstva za obranu poslijediplomskog specijalističkog rada:

1. Izv.prof.dr.sc. Andreja Carek

2. Prof.dr.sc. Amir Ćatić

3. Izv.prof.dr.sc. Samir Čimić

Datum obrane rada: 18. srpnja 2024.

Rad sadrži: 48 stranica

16 slika

1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su doprinos autora poslijediplomskog specijalističkog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštanja preuzimanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Zahvala

Zahvaljujem mentoru prof.dr.sc. Amiru Čatiću na uloženoj trudu i vremenu koje mi je posvetio te na svim uputama i savjetima koje mi je dao tijekom poslijediplomskog specijalističkog studija te pisanja ovog preglednog rada, ali i tijekom cijele specijalizacije!

Velika hvala mojoj obitelji koja je bila uz mene u ključnim trenucima te mi pružala podršku tijekom cijelog mog školovanja!

Hvala svim prijateljima!

Hvala mojoj Maji!

Sažetak

USPOREDBA KONVENCIONALNIH I DIGITALNIH TEHNOLOGIJA U IZRADI METALNIH OSNOVNIH KONSTRUKCIJA U STOMATOLOŠKOJ PROTETICI

Digitalne tehnologije revolucionalizirale su stomatološku protetiku i izradu metalnih konstrukcija, pružajući preciznost, brzinu i udobnost pacijentima, kao i doktorima dentalne medicine. Ključna komponenta ovog napretka je CAD/CAM (*Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*) tehnologija, koja omogućava digitalno planiranje i izradu metalnih osnovnih konstrukcija krunica, mostova i djelomičnih proteza. Postupak započinje digitalnim skeniranjem pacijentovih usta, kojim se precizno bilježe podatci o zubima i mekim tkivima usne šupljine. Dobiveni podatci koriste se za stvaranje digitalnog modela, pružajući doktorima dentalne medicine potpunu sliku određenog kliničkog slučaja. Kroz CAD softver, moguće je precizno dizajnirati metalne konstrukcije, prilagoditi ih individualnim potrebama pacijenta te osigurati optimalnu funkcionalnost. Nakon dizajniranja u CAD komponenti, postupak se nastavlja uporabom CAM tehnologije. Uređaji za glodanje i 3D printeri koriste digitalne modele za izradu nadomjestaka ili pojedinih komponenti (metalnih konstrukcija). Ovakva digitalna proizvodnja eliminira potrebu za tradicionalnim odljevom i ručnom izradom nadomjestka, čime se smanjuje mogućnost grešaka i povećava brzina izrade. Prednosti digitalnih tehnologija u stomatološkoj protetici su mnogobrojne. Prvo, ubrzavaju proces izrade, što znači da pacijenti kraće čekaju nadomjestak. Također, pružaju iznimnu preciznost i ponovljivost, što smanjuje potrebu za nepotrebnim posjetama i prilagodbama. U konačnici, digitalne tehnologije promijenile su paradigmu stomatološke protetike, transformirajući je u modernu i učinkovitu granu zdravstvene skrbi. Njihova sposobnost za bržu izradu, veću preciznost i individualizaciju terapije čini ih ključnim alatom za doktore dentalne medicine u postizanju vrhunskih rezultata. Sve u svemu, digitalne tehnologije ne samo da transformiraju izradu metalnih konstrukcija u stomatološkoj protetici, već postavljaju i novi standard u pružanju optimalne stomatološke skrbi.

Ključne riječi: 3D gradnja; glodanje; metalne konstrukcije; digitalna dentalna medicina.

Summary

COMPARISON BETWEEN CONVENTIONAL AND DIGITAL TECHNOLOGIES IN THE PRODUCTION OF METAL SUBSTRUCTURES IN PROSTHODONTICS

Digital technologies have revolutionized prosthodontics of dental medicine and the production of metal structures, providing precision, speed, and comfort to both patients and doctors of dental medicine. The key component of this advancement is CAD/CAM (*Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*) technology, enabling digital planning and fabrication of metal structures such as crowns, bridges, and partial removable dentures. The procedure starts with a digital scan of the patient's mouth, which precisely records data of the teeth and soft tissues of the oral cavity. The obtained data are used to create a digital model, providing doctors of dental medicine a comprehensive view of the particular clinical case. Through CAD software, it is possible to precisely design metal structures, adapt them to the individual needs of the patient and ensure optimal functionality. After designing in the CAD component, the process continues using CAM technology. Milling devices and 3D printers use digital models to produce restorations or individual components (metal structures). This digital production eliminates the need for traditional casting and manual processing of a restoration, reduces the risk of errors and increases production speed. The advantages of digital technologies in prosthodontics are numerous. Firstly, they accelerate the manufacturing process, resulting in shorter wait time for patients. Additionally, they offer exceptional precision and reproducibility, reducing the need for unnecessary appointments and adjustments. Finally, digital technologies have changed the paradigm of prosthodontics, transforming it into a modern and efficient branch of healthcare. Their ability to provide faster production, greater precision, and therapy individualization makes them a key tool for doctors of dental medicine in achieving high-quality results. In conclusion, digital technologies have not only revolutionized the production of metal structures in prosthodontics but have also set a new standard for delivering optimal dental care.

Keywords: 3D printing; milling; metal constructions; digital dental medicine.

Sadržaj:

1. UVOD	1
1.1. Razvoj digitalnog planiranja u dentalnoj medicini	2
2. COMPUTER-AIDED DESIGN / COMPUTER-AIDED MANUFACTURING (CAD/CAM) TEHNOLOGIJA	6
2.1 Digitalna (r)evolucija.....	7
2.2 Digitalni otisak	12
2.3 CAD jedinica – računalni softver	15
2.4 CAM jedinica	15
3. IZRADA METALNE OSNOVE KORIŠTENJEM DIGITALNIH TEHNOLOGIJA	18
3.1 Subtraktivna tehnologija u stomatološkoj protetici	19
3.1.1 Glodanje metalnih fiksnih konstrukcija	20
3.1.2 Glodanje metalnih mobilnih konstrukcija.....	24
3.2 Aditivna tehnologija u stomatološkoj protetici	25
3.2.1 3D gradnja metalnih fiksnih konstrukcija.....	27
3.2.2 3D gradnja metalnih mobilnih konstrukcija	30
4. RASPRAVA.....	34
5. ZAKLJUČAK	39
6. LITERATURA.....	41
7. ŽIVOTOPIS	47

Popis skraćenica

2D - dvodimenzionalno

3D - trodimenzionalno

4D - četverodimenzionalno

CAD/CAM - *Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing* (računalno potpomognuto dizajniranje / računalno potpomognuta proizvodnja)

Co-Cr - kobalt-krom

CR - centrična relacija

DLP - digitalna obrada svjetlom

DMLS - izravno lasersko sinteriranje metala

DSD - Digital Smile Design

IOS - intraoralni skener

ISO - Međunarodna organizacija za standardizaciju

MI - maksimalna interkuspidacija

PBF - fuzija sloja praha

SLA - stereolitografija

SLM - selektivno lasersko taljenje

SLS - selektivno lasersko sinteriranje

STL - Standard Tessellation Language

VR - virtualna stvarnost

1. UVOD

1.1. Razvoj digitalnog planiranja u dentalnoj medicini

Estetska dentalna medicina jedna je od najtraženijih disciplina u stomatologiji s naglaskom na lijep osmijeh i ugodan izgled svakog pacijenta. Suvremena dentalna medicina nije samo ograničena na popravak pojedinih zuba i obnovu njegove funkcije. Došlo je do velikog porasta broja pacijenata koji estetskim rezultatima daju prioritet u usporedbi s funkcijom zuba. Zdrav i privlačan osmijeh predstavlja spektar osjećaja i emocija pojedinca. To uvelike ovisi o rasporedu njihovih zuba i strukturi mekog tkiva. Privlačan osmijeh pokazatelj je visokog društvenog statusa i utječe na samopouzdanje pacijenata, čime se ujedno jača i njihova osobnost. Estetski *makeover* ili dizajn osmijeha uključuje postupak dizajniranja osmijeha gdje stomatognate strukture ne samo da nesmetano funkcioniraju jedna s drugom, već se funkcijski i estetski savršeno nadopunjuju. Dizajniranje estetskog osmijeha vrlo je bitno u formuliranju estetskog *makeovera* (1, 2).

Počeci digitalizacije u dentalnoj medicini počeli su predstavljanjem inovativnog alata za planiranje stomatološke terapije koji doktorima dentalne medicine omogućava oblikovanje pacijentova osmijeha iz serije fotografija. Kako bi se digitalno planiranje provelo ispravno, ključno je slijediti protokol fotografiranja. Snimljene fotografije trebaju biti iznimno kvalitetne i precizne, s pravilnom posturom pacijenta i standardiziranom tehnikom jer se na njima utvrđuju facijalne referentne linije kao što su komisuralne linije, linija usana i bipupilarna linija koja čini osnovu tijekom dizajniranja osmijeha. Loša fotografija pogrešno predstavlja referentnu sliku i može dovesti do neispravne dijagnoze i planiranja (3). Pionir ovog koncepta poznatog kao *Digital Smile Design* (DSD) brazilski je liječnik dentalne medicine i dentalni tehničar Christian Coachman (4). Prema Coachmanovoj ideji, 2007. godine razvijen je softver koji predstavlja revoluciju u digitalnoj dentalnoj medicini, a temelji se na individualizaciji terapije prema jedinstvenim karakteristikama svakog pacijenta. DSD je sveobuhvatno softversko rješenje koje poboljšava dijagnostiku, olakšava komunikaciju između doktora dentalne medicine i dentalnog tehničara te omogućava vizualizaciju konačnog ishoda terapijskog postupka (3, 4). Velika prednost ovog koncepta je to što za njega nije potrebna dodatna oprema osim računala i fotoaparata. Potrebni su sljedeći fotografski prikazi u mirnom položaju glave: dvije portretne (*en face*) fotografije – jedna s osmijehom i jedna s retraktorom; dvije profilne fotografije – u mirovanju i s osmijehom; *12 o'clock* fotografija s vidljivim incizalnim bridom maksilarnih zuba koji se oslanjaju na donju usnicu; te intraoralni prikaz gornjeg luka od drugog pretkutnjaka jedne do drugog pretkutnjaka suprotne strane (3). Često se pristupa i snimanju pacijenta u svakodnevnim radnjama poput govora i smijanja kako bi se u plan terapije dodala i dinamična

komponenta osmijeha. Video se rabi za bolje razumijevanje odnosa funkcionalnih kretnji, fonetike te sklada usana i zubi (5).

Na tržištu je dostupno mnogo varijanti originalnog softvera (*Smilecloud, VisagiSMile, Guided Positioning System, Planmeca Romexis Smile Design*) za digitalni dizajn osmijeha. Važno je napomenuti da unatoč razlikama, svi ovi softveri dijele zajednički temelj i funkcioniraju prema istim osnovnim principima. Principi slijede određena pravila i Coachmanov koncept, čime osiguravaju dosljednost i kvalitetu u procesu dizajniranja osmijeha. Prednost digitalnog planiranja osmijeha u odnosu na konvencionalno planiranje leži i u reverzibilnosti procesa, čime se smanjuje rizik od nepovratnih promjena i potencijalnog nezadovoljstva pacijenta i terapeuta. Digitalno planiranje omogućava precizno poboljšanje interdisciplinarnе komunikacije te naprednu estetsku analizu, čime se podiže standard u pružanju stomatološke skrbi (3, 6). Unatoč nespornim prednostima, važno je uočiti da nedostaci ove tehnologije često proizlaze iz zahtjeva koji se postavljaju pred terapeuta. Uporaba digitalnog planiranja zahtijeva od terapeuta temeljito poznavanje estetske dentalne medicine i vještine fotografiranja kako bi se postigli što bolji rezultati. Ovaj izazov naglašava potrebu za stalnim usavršavanjem terapeuta kako bi iskoristili puni potencijal digitalnih alata u stomatološkoj praksi. Visoka cijena opreme i potreban trud za edukaciju predstavljaju izazove koji rezultiraju visokim troškovima konačnog proizvoda, što si neki pacijenti ne mogu priuštiti. S daljnjim napretkom tehnologije, digitalno planiranje i dizajniranje osmijeha postaje sveprisutno u ordinacijama dentalne medicine.

Dizajniranje savršenog osmijeha pomoću softvera zahtijeva temeljito poznavanje mišića orofacijalne regije i dimenzija estetske zone. Budući da se teži individualnom pristupu, svakom pacijentu treba pažljivo pristupiti i proučiti kako osigurati savršen osmijeh. Svi ovi elementi međusobno su povezani. Svaka promjena sigurno će utjecati na drugi element. Iako se softverski algoritam koristi za predviđanje savršenog osmijeha, kliničko dizajniranje osmijeha zahtijeva multidisciplinarnu intervenciju koja uključuje grane stomatologije kao što su ortodoncija, oralna kirurgija i parodontologija (4). Crte lica koje su ključne u planiranju estetskog redizajna osmijeha uključuju simetriju lica, profil lica i proporcije struktura lica. Idealne crte lica trebale bi imati razmak između dva supercilijarna luka jednaka ukupnoj širini lica (od jedne zigomatične izbočine do druge). Interkantalna linija ili linija među zjenicama treba biti okomita na frankfurtsku horizontalnu ravninu. S obzirom na normalni okomiti smjer lica, tri zamišljene linije trebale bi podijeliti lice na tri dijela: od glabele do supercilijarnog luka, od supercilijarnog luka do vrha nosa i od subnasale do vrha brade. Prilikom osmijeha trebalo bi biti vidljivo oko 2 mm maksilarnih sjekutića zajedno s interdentalnom papilom. Velika

vidljivost zubi uzrokuje veću vidljivost gingive, dok premalo eksponiranje izravnava *philtrum* gornje usne i uzrokuje namršten izgled (4).

U posljednja dva desetljeća dizajn osmijeha intenzivno se razvijao od analognog do digitalnog dizajna koji je napredovao iz dvodimenzionalnog u trodimenzionalni. Od prijašnjih vremena kada se crtanje na isprintanim fotografijama pacijenata koristilo za komunikaciju i objašnjenje pacijentima kako će izgledati krajnji rezultat, sada je napredovalo u potpuno digitalno crtanje u DSD softveru na računalu. Tako se može lako uređivati fotografija kako bi se postigao konačni dizajn koji uravnotežuje estetske i funkcionalne potrebe pacijenata.

Godine 2017. Christian Coachman je predložio napredak kroz sljedeće generacije (3, 4):

Generacija 1. Analogni crteži preko fotografija i bez povezivanja s analognim modelom. Bilo je to vrijeme kada se crtalo olovkom na tiskanoj kopiji fotografija kako bi se vizualizirao ishod liječenja, ali to se nije moglo povezati s modelom. Digitalna dentalna medicina tada nije bila uvedena.

Generacija 2. Digitalni 2D crteži i vizualno povezivanje s analognim modelom. S dolaskom digitalnog svijeta, određeni softveri poput PowerPointa imali su mogućnost digitalnog crtanja. Iako nije bio specifičan za dentalnu medicinu i ograničen samo na crtanje u dvije dimenzije, bio je točniji i zahtijevao je manje vremena od crtanja rukom. Crtež se mogao vizualno povezati s modelom, ali još uvijek je nedostajala fizička povezanost.

Generacija 3. Digitalni 2D crteži i analogna veza s modelom. Bio je to početak digitalno-analognog povezivanja. Predstavljen je prvi softver za crtanje specifičan za digitalnu dentalnu medicinu koji je povezivao 2D digitalni dizajn osmijeha s 3D navoštanim modelom. Integracija lica u dizajn osmijeha također je uvedena u ovoj fazi, ali je nedostajala veza s 3D digitalnim svijetom.

Generacija 4. Digitalni 2D crteži i digitalna veza s 3D modelom. U ovo vrijeme digitalna dentalna medicina napredovala je od 2D do 3D analize. 3D digitalno navoštavanje modela može se napraviti uključujući integraciju lica i unaprijed određene estetske parametre.

Generacija 5. Kompletan 3D tijek rada.

Generacija 6. 4D koncept. Dodavanje pokreta procesu dizajniranja osmijeha.

Kako tehnologija napreduje, očekuje se smanjenje troškova opreme, čime će postati pristupačnija širem krugu stomatoloških praksi. Povećanje dostupnosti digitalnih alata

omogućit će većem broju pacijenata da iskuse prednosti preciznog i individualiziranog digitalnog planiranja osmijeha. Potpuni 3D digitalni tijek rada još uvijek se ne koristi u velikoj mjeri, što bi se u budućnosti moglo promijeniti kada će sve veći broj kliničara usvojiti digitalni skener, 3D printere i glodalice. Tada će potreba za konvencionalnim otisnim materijalima, gipsom i voskom postati daleko manja. Uz poboljšanja u softverima tijekom sljedećih nekoliko godina, bit će moguće pozabaviti se estetikom lica i u naprednim slučajevima. Također postoji mogućnost ugradnje 4D koncepta u kojem se pokret može dodati konceptu dizajna osmijeha. S tehnologijom koja se neprestano razvija, možda će doći vrijeme kada će se digitalno dizajnirani osmijeh moći projicirati u VR (*virtual reality*) naočale za prikaz željenog osmijeha u stvarnosti (3).

Svrha ovog rada je dati pregled digitalnih tehnologija i korištenih materijala u procesu izrade metalnih osnovnih konstrukcija krunica, mostova i djelomičnih proteza u stomatološkoj protetici. Zbog svoje brzine, jednostavnosti i udobnosti za pacijenta, digitalna izrada protetskih nadomjestaka postaje standard u razvijenim zemljama. Sukladno tome, neophodno je objasniti tijek izrade osnovnih metalnih konstrukcija koristeći digitalne tehnologije (glodanje i 3D gradnja) i usporediti digitalni tijek izrade s konvencionalnom metodom izrade (lijevanje), te analizirati njihove prednosti i nedostatke.

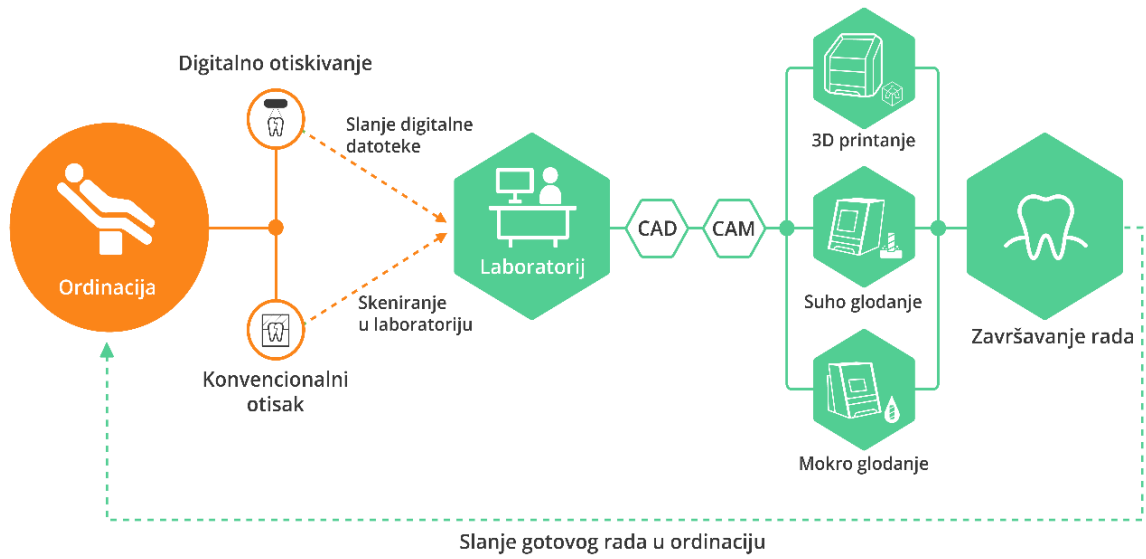
**2. COMPUTER-AIDED DESIGN / COMPUTER-AIDED MANUFACTURING
(CAD/CAM) TEHNOLOGIJA**

2.1 Digitalna (r)evolucija

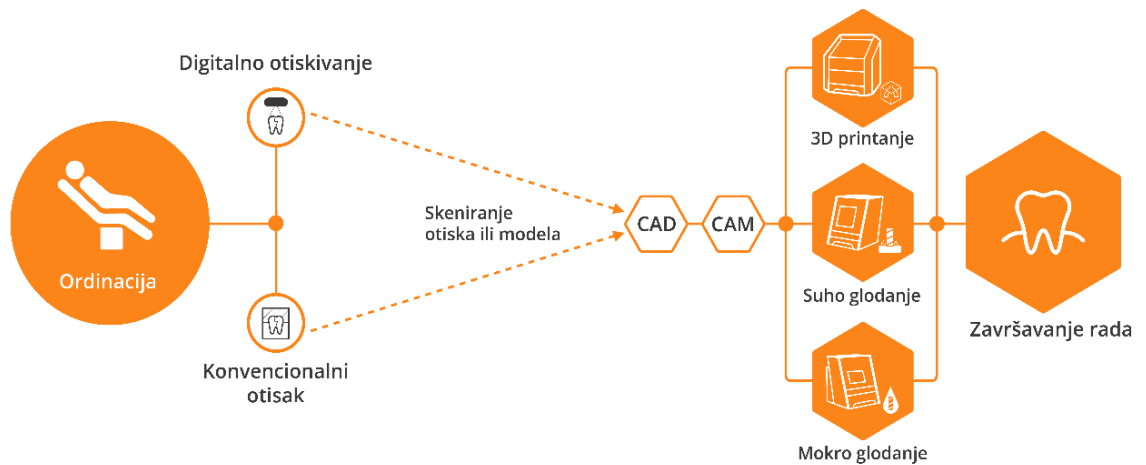
Razvoj potrebe za protetskom rehabilitacijom datira u 7. stoljeće prije Krista, kada su Etrušćani koristili slonovaču i kosti, potporu od zlatnih okvira, kako bi zamijenili zube koji nedostaju (7). Tijekom 18. stoljeća, primijenjena je metoda koja uključuje oblikovanje metala od zlata, aluminijske, amalgama, olova, platine i srebra te njihovo utiskivanje u zubne alveole. S napretkom znanosti, matematike, kemije i tehnologije početkom 20. stoljeća, 1907. godine, Taggot je predstavio preciznu metodu lijevanja koja se i danas primjenjuje za izradu mostova, krunica i metalnih baza djelomičnih proteza. Uporaba električnih peći i uređaja za lijevanje započela je početkom 1900-ih, a nakon toga tehnologija lijevanja brzo je napredovala (7).

Osim digitalnog planiranja osmijeha (1. poglavlje), svjedočimo i brzom tehnološkom napretku kroz pojavu intraoralnih skenera, glodalica i 3D printera na globalnom tržištu. Ovi inovativni alati imaju ključnu ulogu u planiranju i postizanju optimalnih estetskih i funkcijskih rezultata u fiksnoprotetskoj terapiji. Integracija ovih tehnologija u stomatološku praksu značajno unapređuje proces dizajniranja i planiranja terapije, podižući ga na višu razinu i omogućujući prijelaz s dvodimenzionalnog na trodimenzionalni način rada. Osim toga, digitalni tehnološki napredak donosi brojne prednosti u preciznosti, individualizaciji te postizanju optimalnih rezultata na kraju terapijskog postupka (8).

Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) sustave, ovisno o metodama izrade, možemo podijeliti u tri skupine: ordinacijske sustave (*in office / chairside*), laboratorijske sustave (*in lab*) i sustave za centraliziranu izradu (*milling center*) (9, 10). Laboratorijski sustavi (Slika 1) su namijenjeni dentalnim tehničarima koji samostalno dizajniraju i proizvode protetske nadomjestke u dentalnom laboratoriju te nakon završetka šalju gotov proizvod u ordinaciju. Ordinacijski sustavi (Slika 2) su prilagođeni doktorima dentalne medicine koji samostalno dizajniraju i izrađuju protetske nadomjestke u okviru stomatološke ordinacije. Uporabom ordinacijskih sustava, pacijentima je omogućena opskrba fiksnoprotetskim nadomjestkom u samo jednom posjetu. Međutim, valja napomenuti da je za efikasno korištenje ovih sustava često potrebna dodatna edukacija doktora dentalne medicine. Sustavi za centraliziranu izradu u proizvodnim centrima prilagođeni su doktorima dentalne medicine koji digitalne otiske putem interneta šalju u određeni dentalni laboratorij. Ovaj pristup omogućava sinergiju između različitih stručnjaka i laboratorija, stvarajući učinkovit sustav za zajedničko stvaranje kvalitetnih protetskih rješenja (9).



Slika 1. Postupak rada s laboratorijskim CAD/CAM sustavom



Slika 2. Postupak rada s ordinacijskim CAD/CAM sustavom

CAD/CAM sustavi sastoje se od tri osnovna dijela (10):

a) Jedinica za skeniranje: Ova jedinica opremljena je kamerom visoke rezolucije koja prikuplja geometrijske podatke o zubu i pretvara ih u digitalni trodimenzionalni oblik. Postoji mogućnost direktnog intraoralnog skeniranja, gdje se preparacija uporišnog zuba skenira izravno u usnoj šupljini. Alternativno, može se koristiti ekstraoralno skeniranje otiska ili izlivenog radnog modela.

b) CAD jedinica: Nakon što su optički podaci prikupljeni, CAD jedinica s pripadajućim računalnim softverom obrađuje ih i virtualno dizajnira budući protetski nadomjestak na ekranu računala. Skenirani podatci obično se konvertiraju u STL (*Standard Tessellation Language*) format, koji je čitljiv gotovo svim CAD/CAM uređajima. Softver se koristi za definiranje rubova preparacije zuba i virtualno zatvaranje prostora koji će biti nadomješten.

c) CAM jedinica: Nakon obrade podataka softverom, informacije o protetskom radu upućuju se u CAM jedinicu. Ovdje se koristi stroj za glodanje koji radi prema zadanim programima, koristeći tvornički pripremljene blokove materijala. Osim tehnikom glodanja, CAM jedinica može izrađivati protetski nadomjestak tehnikom 3D gradnje gdje se budući nadomjestak oblikuje sloj po sloj.

Materijali koji se koriste u stomatološkoj protetici moraju ispunjavati određene zahtjeve u pogledu tvrdoće, čvrstoće i biokompatibilnosti, s obzirom na specifične uvjete usne šupljine. Sami metali, u svom čistom obliku, često ne ispunjavaju ova tražena svojstva i stoga se moraju podvrgnuti procesu legiranja kako bi se dobile legure koje zadovoljavaju specifičnim zahtjevima u usnoj šupljini. Legure predstavljaju kombinaciju metala s drugim metalima ili nemetalima, pri čemu prevladavaju metalna svojstva. Ovaj proces legiranja omogućava stvaranje materijala koji su čvrsti, otporni na trošenje i koroziju, ali i biokompatibilni, što je izuzetno važno za dentalnu primjenu. Biokompatibilnost znači da materijal ne izaziva štetne reakcije u tijelu pacijenta te se može sigurno koristiti u ustima dugi niz godina. Osim toga, legiranje omogućava prilagodbu svojstava materijala kako bi se bolje prilagodili specifičnim potrebama i zahtjevima svakog pacijenta i dentalnog postupka (11).

Tradicionalni proces izrade dentalnog protetskog nadomjestka uključuje značajnu količinu vremena ručnog rada doktora dentalne medicine i dentalnog tehničara, kao i uporabu velike količine materijala koji je ključan za svaki korak u procesu izrade. Bez ovih materijala, izrada protetskog nadomjestka nije moguća. U tradicionalnom procesu izrade protetskog nadomjestka, koristi se ručno oblikovanje morfologije zuba, uključujući oblik i dimenzije zuba, uz uporabu

voska i voštanih predložaka. U fazi izrade proizvoda [krunice (Slika 3), mosta (Slika 4), djelomične proteze (Slika 5)] primjenjuje se tehnika lijevanja. Tijekom procesa izrade, a poslije ulaganja materijala, modelirana voštana struktura isparava te na taj način ostaje prazan prostor koji ispuni metal (legura) tijekom procesa lijevanja. Nakon izrade, protetski nadomjesci prolaze kroz dodatnu fazu poliranja, što je važno iz estetskih razloga kako bi se postigla prozirnost i sjaj ili, ako je potrebno, kako bi se uklonio suvišak materijala s metalnih dijelova. Ručno modeliranje zahtijeva znatno vrijeme, stručnost i iskustvo kako bi se postigli visoki standardi kvalitete u stomatološkoj protetici (7, 12). Napretkom znanosti i tehnologije omogućena je izrada čitavih protetskih nadomjestaka, ali i osnovnih konstrukcija digitalnim tehnologijama (glodanje i 3D gradnja). Ovaj kompleksni sustav omogućava preciznu, brzu i digitalnu izradu protetskih nadomjestaka, čime se značajno poboljšava učinkovitost i preciznost dentalnih postupaka.



Slika 3. Fiksna konstrukcija (krunica) dobivena konvencionalnim postupkom lijevanja



Slika 4. Fiksna konstrukcija (most) dobivena konvencionalnim postupkom lijevanja



Slika 5. Mobilna konstrukcija (djelomična proteza) dobivena konvencionalnim postupkom lijevanja

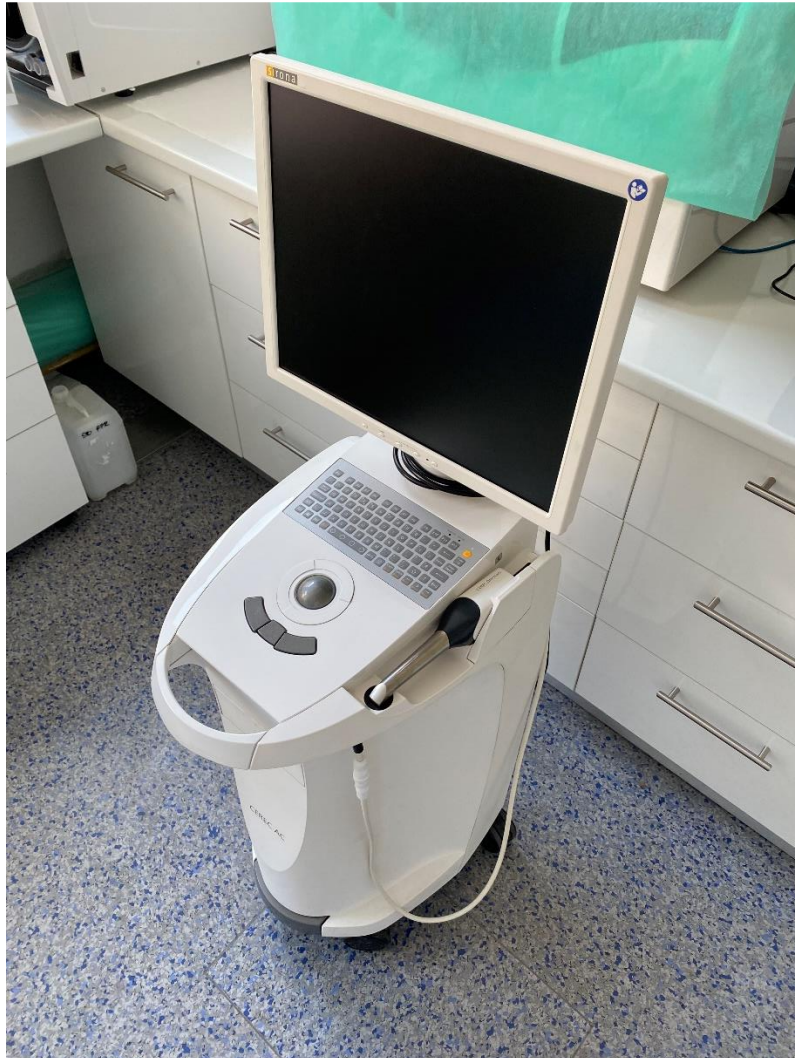
2.2 Digitalni otisak

Digitalni otisci predstavljaju inovativnu metodu koja omogućava stručnjacima u području dentalne medicine da stvore virtualne, računalno generirane slike tvrdog i mekog tkiva usne šupljine putem optičkog skeniranja. Ove digitalne metode otiskivanja precizno bilježe skenirane podatke u kratkom vremenskom razdoblju, eliminirajući potrebu za tradicionalnim metodama otiskivanja (polieter i adicijski silikon) koje često predstavljaju neugodnost za pacijente, traju dugo i imaju tehničke ograničenosti. Skenirani podaci se potom prenose na računalnu radnu stanicu gdje se softver koristi za dizajn, a potom i za izradu nadomjestka (13).

Postoje dva glavna načina prikupljanja digitalnih otisaka. Prvi je intraoralno skeniranje (Slika 6) koje se provodi izravno u usnoj šupljini pomoću intraoralnih kamera. Ovisno o načinu snimanja, ove kamere mogu snimati pojedinačne, individualne slike ili koristiti videokamere. Snimanjem pojedinačnih slika, koje često obuhvaćaju skeniranje do tri zuba, softver kombinira više preklapajućih snimki kako bi stvorio virtualni 3D model. Primjeri takvih kamera uključuju PlanScan (Planmeca, Helsinki, Finska), iTero (Align Technology, San Jose, Kalifornija, SAD) i Trios (3Shape, Kopenhagen, Danska). Međutim, za potpunu preciznost, snimanje se često mora provoditi iz različitih kutova kako bi se zahvatila sva područja (13, 14). Digitalni podatci dobiveni intraoralnim skenerom (IOS) u kombinaciji s *Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing* (CAD/CAM) tehnologijom, omogućuju potpuno digitalni tijek rada. Digitalni tijek rada najopsežnije je istražen u kontekstu fiksne protetike i implantoprotetike. Štoviše, sugerirano je da smanjeno područje IOS-a, kao što je skeniranje kvadranta, može pružiti dovoljno informacija za pokrivanje širokog spektra indikacija, uključujući pojedinačne krunice i mostove kraćih raspona (15). Kvadrantna skeniranja ne samo da štede vrijeme, nego su i manje osjetljiva na odstupanja u preciznosti u usporedbi sa skeniranjem cijelog zubnog luka. Potencijal za nastanak pogrešaka veći je na snimkama cijelog zubnog luka zbog čimbenika kao što su slina, reflektirajući nadomjesci, pomična sluznica, karakteristike površine i različiti protokoli skeniranja. Intraoralno skeniranje cijelog zubnog luka zahtijeva više vremena i može utjecati na zadovoljstvo pacijenata u usporedbi s kraćim skeniranjem kvadranta (15-17).

Drugi način je ekstraoralno laboratorijsko skeniranje, koje uključuje snimanje modela uz pomoć laserskog skenera. Ovaj proces obično uključuje klasičnu tehniku otiskivanja silikonskim materijalima ili polieterom, nakon čega se u laboratoriju izrađuje gipsani model koji se zatim skenira pomoću laboratorijskog sustava za skeniranje. Nakon ovog koraka, protetski nadomjesci mogu biti dizajnirani i proizvedeni u digitalnom okruženju s većom

preciznošću i smanjenjem grešaka u usporedbi s potpuno analognim tehnikama otiskivanja (18).



Slika 6. Intraoralni skener - CEREC Omnicam, Dentsply Sirona, Charlotte, NC, SAD

Tijek uzimanja digitalnih otisaka slijedi općenite smjernice koje ovise o konkretnom uređaju koji se koristi. Važno je naglasiti da se različite tehnike intraoralnog skeniranja primjenjuju kako bi se prilagodile različitim kliničkim situacijama, uz cilj osiguravanja što veće preciznosti. Prema istraživanju Medina-Sotomayor i sur. (19), mogu se identificirati četiri osnovne tehnike skeniranja.

Prva tehnika uključuje skeniranje okluzalnih površina, počevši od lijevog drugog kutnjaka, slijedeći putanju prema desnom drugom kutnjaku, uz povratak kroz vestibularne površine, i na kraju povratak preko oralnih površina. Drugi pristup uključuje skeniranje okluzalnih površina, počevši od desnog središnjeg sjekutića i slijedeći putanju prema desnom drugom kutnjaku, uz povratak kroz vestibularne površine, a zatim prema oralnim površinama. Treća tehnika uključuje skeniranje okluzalnih površina, počevši od lijevog središnjeg sjekutića do lijevog drugog molara, s povratkom kroz vestibularne površine i prema oralnim površinama. Četvrta tehnika, između ostalog, obuhvaća skeniranje okluzalnih površina, počevši od desnog drugog kutnjaka pa prema desnom prvom pretkutnjaku, s povratkom kroz vestibularne površine, a zatim prema oralnim površinama. Dodatno, svaka od navedenih tehnika uključuje uzastopno skeniranje triju različitih površina svakog zuba, okluzalne, vestibularne i oralne, uz pokrete u obliku slova „S“ koji se primjenjuju iz desnog drugog kutnjaka u različitim smjerovima, bez vraćanja na početnu točku. Postupak se uvijek započinje skeniranjem okluzalnih površina koje služe kao referenca tijekom cijelog procesa skeniranja (20, 21).

Klinički proces skeniranja uključuje odvojeno skeniranje gornje (*maxilla*) i donje čeljusti (*mandibula*). Ovisno o planu terapije koji će se provoditi na određenom kliničkom slučaju, nakon uzimanja otiska čeljusti skeniranjem, zagriz se registrira ili u položaju maksimalne interkuspidacije (MI) ili u centričnoj relaciji (CR) na novoj visini. U slučaju manjih zahvata koji ne zahtijevaju promjenu međučeljusnih odnosa, registracija se obavlja u položaju maksimalne interkuspidacije. Za promjenu visine zagriža potrebno je uzeti digitalni otisak na promijenjenoj vertikalnoj dimenziji okluzije, gdje se registrira položaj centrične relacije. U tu svrhu koristi se prednji deprogramator (jig) koji stabilizira donju čeljust u odnosu na gornju na precizno određenoj vertikalnoj dimenziji. Ovakav deprogramator može biti izrađen od samostvrdnjavajućeg akrilata, termoplastičnog materijala, kompozitnog materijala ili se izrađuje 3D građeni jig (20, 21).

Novi skeneri omogućuju registraciju lateralnih i protruzijskih pokreta, gdje se intraoralni skener drži u bukalnom prostoru na mjestu očnjaka, a pacijentu se prethodno pokazuju pokreti koje treba izvesti tijekom skeniranja. Uzeti digitalni otisak dalje se obrađuje u softveru.

2.3 CAD jedinica – računalni softver

Trenutno postoji čitav niz CAD softvera na tržištu među kojima se najviše ističu ova tri: Exocad (Exocad GmbH, Darmstadt, Njemačka), 3Shape (3Shape, Kopenhagen, Danska) i inLab (DentsplySirona, Charlotte, Sjeverna Karolina, SAD), a koji se koriste za dizajniranje virtualnih 3D protetskih nadomjestaka na računalnom zaslonu (21). Digitalnim načinom rada danas je moguće izraditi sve vrste fiksno-protetskih nadomjestaka, uključujući estetske ljuske, krunice, mostove u punom obliku i za *cut back* tehniku, kao i osnovne konstrukcije od legura ili cirkonijevog dioksida. Visoka preciznost i ponovljivost postupka izrade najveće su prednosti digitalnog tijeka izrade protetskih radova, čime se omogućilo da se digitalni dizajn nadomjestka iz CAD jedinice u potpunosti reproducira u završni nadomjestak (21). Kada je dizajn nadomjestka u potpunosti gotov, CAD softver pretvara virtualni model u specifični skup naredbi koje pokreću CAM jedinicu koja proizvodi dizajnirani nadomjestak.

2.4 CAM jedinica

CAM jedinica odgovorna je za proizvodnju određene vrste nadomjestka i predstavlja završni korak u digitalnom tijeku protetskog terapijskog postupka. CAM jedinica može biti dio subtraktivnog (glodanje) ili aditivnog (3D gradnja) postupka izrade kojim se izrađuje definitivni nadomjestak.

Ako se koristi subtraktivni terapijski postupak, neophodna je uporaba glodalice (Slika 7) i odgovarajućih freza pomoću kojih se iz tvornički proizvedenog bloka materijala (kobalt-krom legure ili legure titanija) proizvede željeni oblik prethodno definiran u CAD jedinici. Na naveden se način mogu obrađivati još i polimeri, keramika te voskovi (22). Glodalice se međusobno razlikuju po broju osi za glodanje. Strojevi s tri osi imaju sposobnost kretanja u tri ravnine. Strojevi s četiri osi, osim kretanja u tri ravnine, mogu rotirati držač bloka, što je korisno za veće konstrukcije. Strojevi s pet osi uključuju rotaciju glave stroja za glodanje, omogućujući obradu nagnutih površina. Postoje dva načina glodanja, suho i mokro. Suho glodanje primjenjuje se za obradu blokova presinteriranog cirkonijevog dioksida. Kod mokrog glodanja, korišteno svrdlo hladi se mlazom vode radi sprečavanja pregrijavanja materijala, što je obvezno kod obrade metala i staklokeramike (23).

Metoda aditivne proizvodnje (3D gradnja) koristi se u stomatološkoj protetici za izradu definitivnih protetskih nadomjestaka koji se mogu proizvesti u metalu, keramici ili polimeru.

Trodimenzionalna (3D) gradnja je proces u kojem se nadomjestak proizvodi uporabom slojevitih materijala na osnovi 3D digitalnih podataka (24, 25). Ovaj proces omogućava izradu sofisticiranih proizvoda bez kompliciranih laboratorijskih ručnih postupaka, za razliku od konvencionalnih metoda proizvodnje. Fuzija u sloju praha (PBF) oblik je tehnologije 3D gradnje koji se obično koristi za 3D gradnju metalnih konstrukcija. Ova se tehnologija u literaturi naziva i selektivnim laserskim sinteriranjem (SLS), selektivnim laserskim taljenjem (SLM), izravnim laserskim sinteriranjem metala (DMLS). Tijekom postupka fuzije sloja praha, laserska zraka velike snage usmjerava se na sloj metalnog praha prema dizajnu objekta i stapa čestice praha sekvencijalno dok se 3D objekt (nadomjestak) potpuno ne formira. Glavne razlike između tehnologija 3D gradnje metala su radni parametri i procesi naknadne obrade (24, 26) (Slika 8). Tehnologija 3D gradnje metala sve se više koristi u području stomatološke protetike za izradu krunica, mostova i osnovnih konstrukcija djelomičnih proteza.



Slika 7. Glodalica - Ceramill Mikro 5X, Amann Girrbach, Maeder, Austria



Slika 8. 3D printer - EP-M150 Metal 3D Printer, Eplus3D, Hangzhou, Zhejiang, Kina

3. IZRADA METALNE OSNOVE KORIŠTENJEM DIGITALNIH TEHNOLOGIJA

3.1 Subtraktivna tehnologija u stomatološkoj protetici

Subtraktivna proizvodnja temelji se na glodanju definirane konstrukcije iz većeg bloka / diska materijala pomoću računalno upravljanoj stroja (CAD/CAM tehnologija). CAM softver automatski prevodi CAD dizajn u putanju svrdala koje oblikuju završni nadomjestak. To uključuje izračun serije naredbi koje diktiraju glodanje, uključujući sekvenciranje, alate za glodanje te smjer i veličinu gibanja alata. Zbog neujednačenosti karakteristika nadomjestka, glodalice često kombiniraju svrdla različitih veličina. Preciznost izrade takvog nadomjestka je unutar 10 µm. CAM softver također uključuje kompenzacijske korake čime se osigurava da svrdlo za glodanje dosegne željenu površinu bez oštećenja dijela nadomjestka (27).

CAD/CAM uređaji (glodalice) koji se koriste u dentalnoj medicini sastoje se od višeosnih elemenata za glodanje kako bi se olakšala izrada nadomjestaka. Najčešće su zastupljeni sustavi za glodanje s tri osi. U takvim sustavima, svrdla za glodanje pomiču se u tri osi (x-, y- i z- osi) prema izračunatim vrijednostima putanje. Stoga glodanje u tri osi ima prednost minimalnog izračuna i kumulativnog vremena glodanja (27, 28). U industriji, strojevi s tri osi ne mogu proizvesti konvergenciju, divergenciju i visoko definirane značajke ili izglati sve površine, osim ako se objekt koji se gloda ručno, ne premjesti. Za primjenu u dentalnoj medicini, mogućnost rotacije za 180° ugrađena je unutar stroja, što omogućava glodanje unutarnjih i vanjskih površina, stvarajući divergenciju i konvergenciju izbrušenih površina i uspostavljajući veću definiciju površinskih značajki. Nadalje, brzina glodanja može se povećati ugradnjom dvaju svrdla za glodanje istovremeno. Budući da je kretanje ograničeno na alat za glodanje – svrdla, proteze većih dimenzija ne mogu se proizvesti pomoću strojeva s tri osi. Strojevi s četiri osi omogućuju pomake u prazno u dodatnoj osi. Ovo je korisna značajka za glodanje velikih nadomjestaka i nadomjestaka velikih raspona. Peta os strojeva s pet osi je rotacijska putanja alata za glodanje. To olakšava proizvodnju vrlo složenih geometrija i glatkih vanjskih površina. Glatka površina se proizvodi tangencijalnom kretanjem svrdla za glodanje. Za primjenu u dentalnoj medicini, kvaliteta nadomjestka je neovisna o broju osi glodalice (27, 28).

Dostupna su dva oblika glodanja: tvrda i meka obrada. Tvrda strojna obrada koristi se za metal, gusto sinterirani cirkonijev dioksid i kompozitnu smolu, dok se meka obrada posebno koristi za presinterirani cirkonijev dioksid. Tvrda strojna obrada temelji se na glodanju nadomjestka na točne dimenzije. Budući da tvrda strojna obrada zahtijeva glodanje materijala visoke tvrdoće, stroj mora biti vrlo jak kako bi omogućio primjenu velikih sila rezanja i snagu rezanja za učinkovito glodanje bloka materijala. Stoga će se većina snage rezanja pretvoriti u toplinsku

energiju i povisiti temperaturu alata za glodanje, što može smanjiti njegov vijek trajanja. Nadalje, porast površinske temperature bit će naglašen ako je glodani materijal niske toplinske vodljivosti (titanij i cirkonijev dioksid) (29, 30).

Stoga je neophodno stalno hlađenje kako bi se spriječilo pregrijavanje glodanog materijala. Zbog krhkosti keramike, vrlo je vjerojatno da će ona biti više pogođena nego metal. Kako bi se ublažile takve komplikacije, glodanje je bolje provesti u dva koraka: prvo grubo glodanje se izvodi pri niskoj brzini i velikoj reznjoj sili, dok se završno fino glodanje izvodi pri višoj brzini i smanjenim silama rezanja. Fino glodanje će smanjiti debljinu nadomjestka i minimizirati hrapavost površine (31).

Tijekom proteklih desetljeća, metalne konstrukcije obično su se proizvodile uporabom konvencionalne metode lijevanja. Konvencionalna metoda uključuje dugotrajne i složene postupke navoštavanja, ulaganja i lijevanja koje mogu dovesti do višestrukih pogrešaka i komplikacija prilikom izrade. Za prevladavanje ovih ograničenja, doktorima dentalne medicine dostupna je CAD/CAM tehnologija izrade koja obuhvaća glodanje metalne konstrukcije iz tvornički proizvedenog bloka materijala.

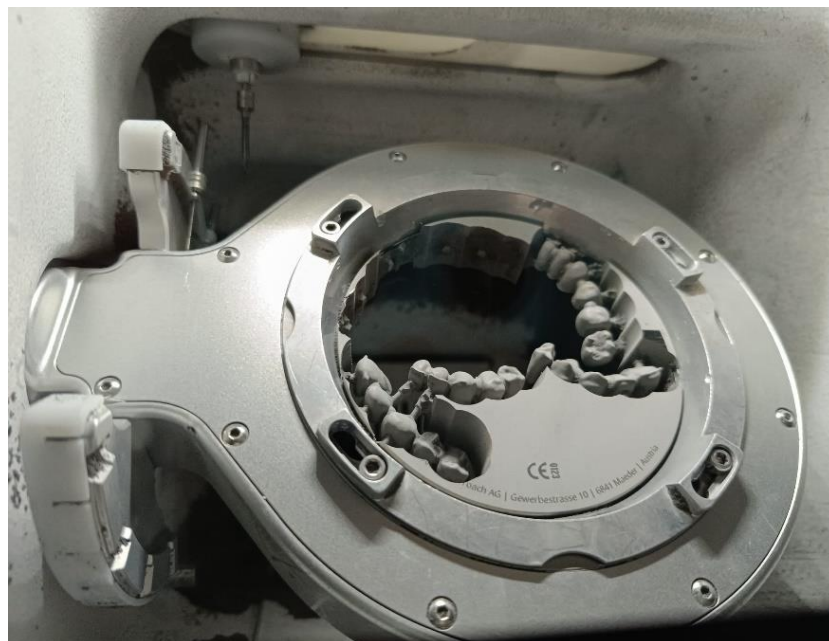
3.1.1 Glodanje metalnih fiksnih konstrukcija

Kobalt-krom (Co-Cr) legure, za koje je poznato da pokazuju dobra mehanička svojstva, naširoko se rabe za izradu osnovnih konstrukcija krunica i mostova. Ove legure su relativno jeftine u usporedbi s plemenitim legurama i nude optimalna svojstva uključujući visoku čvrstoću, tvrdoću, visok modul elastičnosti i dobra elektrokemijska svojstva. Co-Cr legure elektrokemijski su pokazale da su otpornije na koroziju od legura na bazi nikla (Ni). Legure na bazi Ni imaju veći potencijal senzibilizacije, dok su alergijske reakcije na Co-Cr legure rijetke. Sukladno navedenom, uporaba Co-Cr legura postala je svakodnevni postupak u dentalnoj medicini (32, 33).

Tehnika glodanja je subtraktivna metoda kojom se metalna osnovna struktura oblikuje glodanjem tvornički proizvedenog metalnog bloka – diska. Dok postupak lijevanja može proizvesti nedostatke ili udubljenja u lijevanim strukturama, glodanjem se može izbjeći ovaj problem jer je disk koji se rabi proizveden u visokostandardiziranom industrijskom okruženju. Diskovi koji se najčešće rabe za izradu osnovnih metalnih konstrukcija izrađeni su od kobalt-krom (Co-Cr) legure ili titanija (Ti) i njegovih legura (Ti-6Al-4V) (Slike 9-11).



Slika 9. Disk kobalt-krom legure prije postupka glodanja



Slika 10. Disk kobalt-krom legure poslije postupka glodanja



Slika 10. Glodane osnovne konstrukcije fiksoprotetskih nadomjestaka iz Co-Cr legure



Slika 11. Glodana osnovna konstrukcija fiksoprotetskog nadomjestka iz legure titanija

Osim već navedenih, u povoljna svojstva Co-Cr legura uključuju se i biokompatibilnost, optimalna mehanička svojstva, dobar rubni dosjed i optimalna vezna čvrstoća s keramikom (34, 35). Digitalni način izrade uporabom glodalica koristi se za izradu osnovnih metalnih konstrukcija prilikom izrade metal-keramičkih krunica i mostova. Izrada takvih nadomjestaka završava se slojevanjem obložne keramike na već izglodanu konstrukciju, istovjetno konvencionalnom načinu izrade. Jednako je tako važno napomenuti da razlika u veznoj čvrstoći između metalnih konstrukcija izrađenih glodanjem, konvencionalnom metodom lijevanja i aditivnom tehnologijom (SLM) i obložne keramike ne postoji. Drugim riječima, vezna čvrstoća između obložne keramike i Co-Cr legura neovisna je o tehnologiji izrade (34). Navedeno je od iznimne važnosti za dugotrajnost protetskih nadomjestaka i smanjivanje postotka komplikacija koje mogu nastati zbog adhezivnih lomova obložne keramike.

Suprotno navedenom, mehanička svojstva nadomjestaka ovise i o tehnologiji izrade i o kemijskom sastavu korištenih legura (36). Mehanička svojstva glodanih metalnih konstrukcija slabija su u odnosu na aditivno proizvedene metalne konstrukcije (36, 37). Kao mogući uzrok navodi se nehomogena metalna struktura i prisutnost pora, što zapravo iznenađuje s obzirom na tvornički proces proizvodnje metalnih blokova u strogo kontroliranim uvjetima (38). Metal-keramičke krunice čija je osnova izrađena postupkom glodanja u usporedbi s konvencionalnom tehnikom, pokazuju slične vrijednosti rubnog i unutarnjeg dosjeda koje su se pokazale klinički prihvatljivima u oba slučaja (39). Za očekivati je da će napredak znanosti i tehnologije unaprijediti izradu metalnih diskova, a time i mehanička svojstva i posljedično trajnost fiksnoprotetskih nadomjestaka izrađenih ovom tehnologijom.

Izrada nadomjestaka s titanijskom osnovnom konstrukcijom indicirana je u slučajevima gdje je potrebna iznimna čvrstoća osnove konstrukcije nadomjestka, kod alergija na druge metale (nikal, paladij, krom, kobalt) te kad postoji mogućnost galvanskog učinka u usnoj šupljini (40). Krunice i mostovi s osnovnom konstrukcijom od titanija općenito imaju mali postotak lomova, što i ne čudi jer je i sam proces glodanja iznimno zahtjevan zbog velike otpornosti bloka na strojnu obradu (40). Postupkom glodanja izbjegava se nastanak debelog sloja oksida na površini materijala što poboljšava veznu čvrstoću titanija i obložne keramike. Temperatura pečenja obložne keramike na titanijsku osnovnu konstrukciju ne smije prelaziti 850 °C i zato su takve obložne keramike klasificirane kao keramike s izrazito niskom temperaturom pečenja. Nedostatak strojnog oblikovanja titanija glodanjem spor je i skup proizvodni proces pa je uporaba ove tehnike u svakodnevnoj praksi ograničena (41).

Proces glodanja u pravilu rješava problem poroznosti materijala, koji je jedan od najvećih nedostataka konvencionalnog postupka lijevanja. Isto tako CAM komponenta digitalne tehnologije skraćuje vrijeme izrade nadomjestka te poboljšava preciznost same konstrukcije. Kao nedostatak tehnologije glodanja navodi se suvišak materijala koji ostane nakon glodanja te u slučaju korištenja metalnog materijala visoke čvrstoće, veliko trošenje alata za glodanje – freza (42).

3.1.2 Glodanje metalnih mobilnih konstrukcija

Djelomične proteze naširoko se primjenjuju kao način liječenja za rekonstrukciju oralne funkcije kod pacijenata bez većeg broja zubi. I potpune i djelomične proteze postavljaju visoke zahtjeve pred liječnike dentalne medicine i zubne tehničare. S napretkom u tehnologiji, *Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing* (CAD/CAM) izrada potpunih proteza donekle je pojednostavljena i značajno poboljšana (43). Međutim, izrada djelomične proteze uporabom digitalnih tehnika još se uvijek razvija. Trenutno rabljena tehnika ne može se koristiti za izradu struktura koje sadrže dvije različite vrste materijala – akrilatna smola za bazu proteze i metal za osnovnu konstrukciju kao što je slučaj kod djelomičnih proteza (43-45). Stoga se konvencionalni protokol koristi za umetanje umjetnih zubi i dizajniranje baze djelomične proteze, dok se digitalna tehnologija (glodanje) koristi za izradu metalne konstrukcije.

Najčešće rabljeni materijali za digitalnu obradu (glodanje) osnovne konstrukcije djelomične proteze uključuju leguru kobalt-kroma (Co-Cr), čisti titanij (Ti) i legure titanija. Primjena CAD/CAM tehnologija može smanjiti ljudske pogreške koje susrećemo u tradicionalnim laboratorijskim koracima, što može pridonijeti većoj preciznosti osnovne konstrukcije djelomične proteze. CAD/CAM (glodane) djelomične proteze imaju znatno veću preciznost od konvencionalno izrađenih djelomičnih proteza (46, 47). Reprodukcijska podminiranih područja predstavlja najveći izazov za CAM glodalicu. Kakogod, glodane osnovne konstrukcije djelomične proteze trenutno imaju najveću preciznost prilikom izrade (46). Stupanj ponovljivosti koji je potreban na sluznici nepca, lošiji je u odnosu na konvencionalni postupak. Međutim, može se smatrati klinički prihvatljivim. U postupku izrade mogu se koristiti i nemetalni materijali, a sam laboratorijski postupak je skraćen (46).

U usporedbi s konvencionalnim metodama lijevanja, tehnika glodanja ima neke prednosti, kao što su smanjena mikroporoznost materijala za izradu nadomjestka. Međutim, tehnologija

glodanja nije prikladna za proizvodnju metalnih osnova djelomičnih proteza zbog velikog trošenja alata za rezanje (freza) (48). Klinički uspjeh djelomičnih proteza ovisi o preciznosti dosjeda proteza na oralnim strukturama, čime se osigurava potrebna potpora, stabilnost i retencija djelomične proteze. Ispravan dosjed na oralnim strukturama ne sprečava samo deformacije, nego i prijelom djelomične proteze kao i nelagodu pacijentu, ozljede oralne sluznice te trošenje i pomičnost zubi. Pogrešan dosjed djelomične proteze na potporna tkiva klasificiran je na temelju sljedećih vrijednosti raspona: bliski kontakt (odsutnost prostora ili prisutnost razmaka između 0 i 50 μm) i klinički prihvatljiv prostor (razmak između 50 i 311 μm) (48, 49).

Prema trenutno dostupnim istraživanjima, tehnika izrade osnovne konstrukcije djelomičnih proteza postupkom glodanja omogućava izradu s većom preciznošću i manjom hrapavošću površine u usporedbi s aditivnom tehnologijom (3D gradnja) (47). Nadalje, osnove djelomičnih proteza proizvedene digitalnim tehnologijama pokazuju klinički prihvatljiv dosjed, vrhunsku preciznost i veću točnost od konvencionalno proizvedenih djelomičnih proteza (50).

Za daljnji razvoj i unapređenje izrade metalne konstrukcije djelomičnih proteza, neophodno je razviti CAD softver za automatiziranu izradu dizajna konstrukcije s obzirom na stanje zuba nosača. Veznu čvrstoću između metalne osnove i baze djelomične proteze i preciznost izrade treba poboljšati. Nadalje, početnu cijenu digitalnih sustava i cijenu izrade digitalnih djelomičnih proteza treba smanjiti da budu što dostupniji u stomatološkim praksama širom svijeta (46).

3.2 Aditivna tehnologija u stomatološkoj protetici

Aditivna proizvodnja, također poznata kao 3D gradnja, proces je izgradnje materijala sloj po sloj izravno iz 3D digitalnih podataka. Navedeni proces nudi razne prednosti u odnosu na tradicionalne i subtraktivne tehnike (glodanje): omogućava izradu nadomjestka bez obzira na njegovu dimenzionalnu složenost, suvišak materijala može se smanjiti na 40 %, a mogu se izraditi i sitni detalji. Najizraženija primjena različitih tehnika 3D gradnje bilježi se u nekoliko stomatoloških disciplina, točnije koristi se za izradu dentalnih modela, kirurških vodilica i udlaga. Osnovne konstrukcije, bilo fiksnih nadomjestaka bilo mobilnih djelomičnih proteza, moguće je izraditi tehnologijom 3D gradnje (51). Najčešći postupci 3D gradnje u stomatološkoj protetici su stereolitografija, digitalna obrada svjetlom, ekstruzija materijala, *material jetting* i fuzija sloja praha (52, 53).

Stereolitografija (SLA) je proces 3D gradnje koji koristi računalno kontroliranu pokretnu lasersku zraku programiranu pomoću CAD/CAM softvera. Stroj započinje proces 3D gradnje crtanjem slojeva potpornih struktura, nakon čega slijedi proces SLA u kojem je ultraljubičasti laser usmjeren na površinu tekuće smole. Nakon što je sloj prikazan na površini smole, platforma za izradu pomiče se prema dolje. Proces se ponavlja sloj po sloj dok se izgradnja ne završi.

Digitalna obrada svjetlom (DLP) je tehnologija 3D gradnje koja se koristi za brzu proizvodnju fotopolimernih dijelova. Vrlo je sličan SLA s jednom značajnom razlikom: SLA strojevi koriste laser koji prati sloj, dok DLP stroj koristi izvor svjetlosti za stvrdnjavanje cijelog sloja odjednom.

Tehnika 3D gradnje – ekstruzija kao osnovni materijal koristi kontinuirani filament od termoplastičnog materijala. Filament se dovodi iz zavojnice kroz pokretnu grijanu glavu ekstrudera. Rastaljeni materijal istiskuje se iz mlaznice ekstrudera i prvo se taloži na platformu za 3D gradnju koja se može zagrijati za dodatno prijanjanje. Nakon što je prvi sloj dovršen, ekstruder i platforma odvajaju se u jednom koraku, a drugi sloj se tada može izravno nanijeti. Jedan sloj nanosi se na prethodni sloj sve dok se ne završi izrada objekta.

Material Jetting koristi fotopolimere, metale ili vosak koji se skrućuju kada su izloženi svjetlu ili toplini (na sličan način kao stereolitografija), čime se osigurava izgrađivanje fizičkih objekata sloj po sloj. *Material Jetting* raspršuje fotopolimer iz stotina malih mlaznica u glavi pisača za izradu objekta sloj po sloj. Kako se kapljice talože na platformu, izravno se stvrdnjavaju i skrućuju pomoću UV svjetla. Navedeni proces zahtijeva oslonce koji su često 3D građeni istovremeno s traženim objektom, ali su izrađeni od topljivog materijala. Potporni se materijal zatim uklanja tijekom koraka naknadne obrade.

Fuzija sloja praha (PBF) tehnologija je 3D gradnje koja koristi izvor topline, obično laser, za sinteriranje ili spajanje atomiziranih čestica praha. Kao i drugi aditivni procesi, ovo se radi jedan po jedan sloj dok se dio ne završi (52, 53). Najčešći tip PBF tehnologije koji se koristi u proizvodnji metalnih konstrukcija protetskih nadomjestaka je selektivno lasersko taljenje metala (SLM), odnosno izravno lasersko sinteriranje metala (DMLS). Sustavi laserskog taljenja među najpoželjnijim su tehnologijama zbog svojih prednosti koje uključuju smanjene troškove, kratko vrijeme proizvodnje i visoku razinu preciznosti (54, 55).

U sustavima za lasersko taljenje, metalne čestice u prahu sinteriraju se, sloj po sloj, u skladu s CAD podacima sve dok se izrada određenog objekta (nadomjestka) ne završi. Sustavi za lasersko sinteriranje koji se trenutno koriste u dentalnoj medicini rade na principu izravnog laserskog sinteriranja metala (DMLS) ili selektivnog laserskog taljenja (SLM) (56). DMLS strojevi djelomično tale metalni prah, dok ga SLM strojevi tope u potpunosti. Debljina sloja koja se koristi tijekom procesa sinteriranja igra značajnu ulogu u izradi osnovne metalne konstrukcije. Povećanje debljine sloja skraćuje vrijeme izrade; međutim, to može dovesti do nekoliko problema, kao što su nepravilna završna obrada površine, slabija mehanička svojstva i smanjena preciznost (54, 55). Mnogi parametri mogu utjecati na točnost 3D građenih objekata (nadomjestaka) te, sukladno tome, na konačne rezultate. Jedan od glavnih parametara je debljina sloja, koja ima veliki utjecaj na preciznost. Ostali parametri uključuju orijentaciju izrade objekta, debljinu potpore objektu, veličinu vrhova potpore i gustoću potpornih struktura (56).

Postoje različiti sastavi metalnih prahova koji se koriste za aditivnu izradu u dentalnoj medicini. Dentalni laboratoriji obično biraju legirane prahove za izradu osnovnih konstrukcija (npr. metal-keramičkih nadomjestaka) zbog njihovih optimalnih mehaničkih svojstava i relativno visoke vezne čvrstoće s obložnom keramikom.

3.2.1 3D gradnja metalnih fiksnih konstrukcija

S razvojem tehnologije *Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM), digitalna izrada metalnih osnova krunica i mostova danas se često rabi u stomatološkoj protetici. Posljednjih desetljeća intenzivno se rabe metal-keramički nadomjestci čija je osnovna konstrukcija izrađena od legure kobalta i kroma (Co-Cr). Co-Cr legura jedna je od najčešće rabljenih dentalnih legura zbog niske cijene, dobre otpornosti na koroziju i optimalnih mehaničkih svojstava (57, 58).

Pojam selektivno lasersko sinteriranje (SLS) koristi se kod aditivne proizvodnje nemetalnih materijala kao što su keramika ili polimeri, dok se termin DMLS (izravno lasersko sinteriranje metala) ili SLM (selektivno lasersko taljenje) koristi kod aditivne proizvodnje legura. SLM je postupak aditivne proizvodnje koji proizvodi metalne komponente izravno iz 3D CAD modela, spajajući slojeve metalnog praha pomoću izvora velike snage fokusirane laserske zrake. Koncept ove tehnike sličan je onom za SLA, s glavnim razlikom što je u SLM tekući medij zamijenjen metalnim prahom (59).

Princip rada SLM sustava je sljedeći: 3D datoteka modela određenog objekta (nadomjestak), izrađenog CAD sustavom, dijeli se na vertikalne ili vodoravne slojeve i šalje u uređaj za lasersko sinteriranje. Prah željene legure nanosi se na platformu za gradnju. Laserski skener usmjeren prema željenoj površini koristi se za skeniranje nadolazećeg sloja prema prikupljenim podacima iz 3D CAD datoteke. Skener je opremljen snažnim laserom (CO₂ laser) koji stvara dovoljno topline za sinteriranje praha i oblikovanje sloja. Platformom za gradnju upravlja klip s mogućnošću podešavanja u vertikalnoj osi. Tijekom rada, laserska zraka prenosi toplinu na smjesu praha, što rezultira lokalnim taljenjem i stapanjem čestica. Kada je sloj sa željenim oblikom dovršen, proizvodni klip pomiče se unatrag, dok se klip za dovod diže kako bi ponovo napunio platformu za gradnju. Postupak se ponavlja za sljedeći sloj, sve dok proizvod (nadomjestak) nije u potpunosti izrađen prema dizajnu 3D CAD datoteka (59).

Aditivna proizvodnja (3D gradnja) metalnih legura uspješno se rabi u stomatološkom sektoru od 2002. godine. Uporaba laserskog sinteriranja u stomatološkom području predstavljalo je revoluciju u obradi neplemenitih legura u to vrijeme. U današnje vrijeme lasersko sinteriranje postalo je standardni proces u proizvodnji Co-Cr krunica i mostova. Optimiziranjem naknadne obrade nakon procesa 3D gradnje, sada je moguće proizvesti metalne konstrukcije od neplemenitih legura bez naprezanja i s točnim dosjedom čak i kod mostova većeg raspona. Velik broj objekata (nadomjestaka) koje se mogu postaviti na jednu platformu smanjio je vrijeme proizvodnje po jedinici na nekoliko minuta (Slika 12). Postupak je iznimno isplativ i uvriježen kada su u pitanju fiksno protetski nadomjesci od neplemenitih legura (Slika 13). Kako bi se proizveli nadomjesci bez naprezanja, platforme za gradnju se po kratkom postupku podvrgavaju toplinskoj naknadnoj obradi prije nego što se pojedinačni nadomjesci odvoje od platforme. Većina proizvodnih centara automatizira ovaj korak. Potporne strukture zatim se uklanjaju ručnom doradom (53).

Fizička i mehanička svojstva laserski sinteriranih konstrukcija krunica i mostova od neplemenitih legura usporediva su s lijevanim nadomjescima. Hrapavija površina u usporedbi s lijevanim ili glodanim nadomjescima zapravo ima pozitivan učinak na cementiranje aditivno proizvedenih krunica i mostova. Unutar krunice i na rubovima krunice, 3D građeni nadomjesci pokazuju male, ali makroskopski vidljive izbočine paralelne s osi z procesa proizvodnje. Ipak, dosjed aditivno proizvedenih krunica unutar je klinički prihvatljivog raspona. Obložna keramika vrlo se lako nanosi na 3D građene metalne konstrukcije zbog svoje hrapavije površine (53).



Slika 12. 3D građene metalne konstrukcije fiksnoprotetskih nadomjestaka



Slika 13. Osnova konstrukcija mosta izrađena aditivnom tehnologijom

Optimalna svojstva titanija (Ti) i njegovih legura koja uključuju biokompatibilnost, otpornost na koroziju i elektrokemijsku degradaciju, nisku toplinsku vodljivost, niski alergijski učinak, niski Youngov modul i visoku mehaničku čvrstoću, omogućuju njegovu uporabu kod izrade protetskih nadomjestaka i čine ga materijalom izbora. Indikacija za primjenu krunica na titanijskoj konstrukciji u strogo je određenim slučajevima kao što su potreba za iznimnom čvrstoćom, alergija na druge metale te mogućnost galvanskog učinka (40).

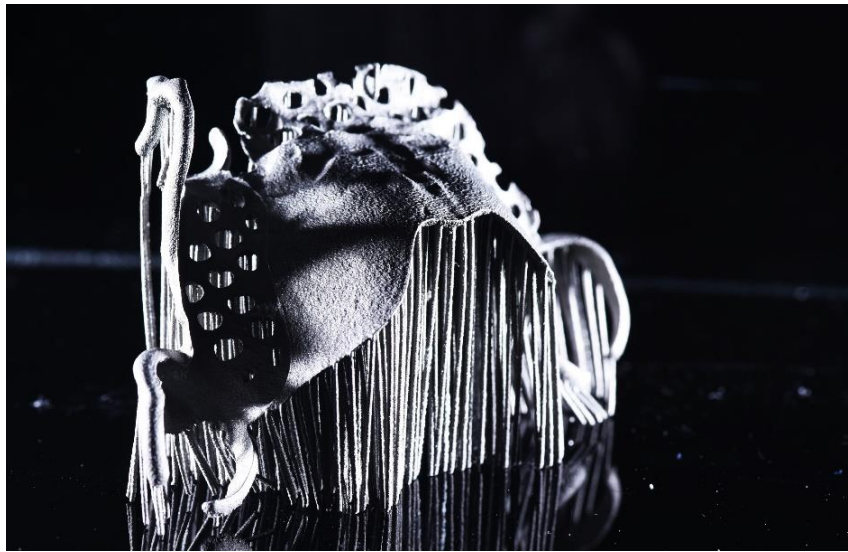
Ograničenje uporabe titanijskih materijala uzrokovano je teškoćom obrade titanija u laboratorijskim uvjetima. Visoki afinitet prema kisiku, dušiku, ugljiku, vodik, siliciju te visoka točka taljenja čine proces lijevanja ovog metala teškim i problematičnim. Zbog brojnih poteškoća kod lijevanja titanija, potrebno je ovaj proces provoditi u sloju plemenitog plina i koristiti veliku centrifugalnu silu. Ovu tehnologiju zamjenjuju digitalne CAD/CAM metode kao što je selektivno lasersko taljenje (SLM). Zahvaljujući uporabi digitalnih metoda, stvorena je alternativa tradicionalnim metodama (40).

3.2.2 3D gradnja metalnih mobilnih konstrukcija

Djelomična proteza sastoji se od metalne osnovne konstrukcije koja pruža krutu potporu ostatku proteze. Najraširenija tehnika za proizvodnju metalne osnove je konvencionalna metoda lijevanja. Ova tehnika uključuje višestruke laboratorijske postupke i podložna je pogreškama i deformacijama materijala koje mogu ugroziti mehanička svojstva i dosjed te se stoga smatra vrlo osjetljivom tehnikom. Nedavno su i digitalne tehnologije [*Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)*] našle svoju primjenu u proizvodnji osnovnih metalnih konstrukcija djelomičnih proteza, čime su prevladana neka ograničenja konvencionalnih pristupa. Ponovljivost i predvidljivost postupka izrade, s pojednostavljenim fazama rada, bitne su prednosti digitalnih metoda, zajedno s novim materijalima i tehnikama izrade (48). Uz nedavni napredak u tehnologiji 3D pisača, postupak selektivnog laserskog sinteriranja odnosno, preciznije rečeno, selektivnog laserskog taljenja (SLM), doživio je brz razvoj, uključujući i primjenu za proizvodnju metalnih konstrukcija djelomičnih proteza (Slike 14-16).

Legure kobalta i kroma (Co-Cr) koje se proizvode uz aditivni postupak (3D gradnja) imaju izvrsna mehanička svojstva i finu homogenu strukturu, u usporedbi s onima izrađenim konvencionalnim postupkom lijevanja. Također ih karakterizira visoka preciznost izrade, otpornost na zamor i visoka vlačna čvrstoća. Za razliku od konvencionalne tehnike lijevanje

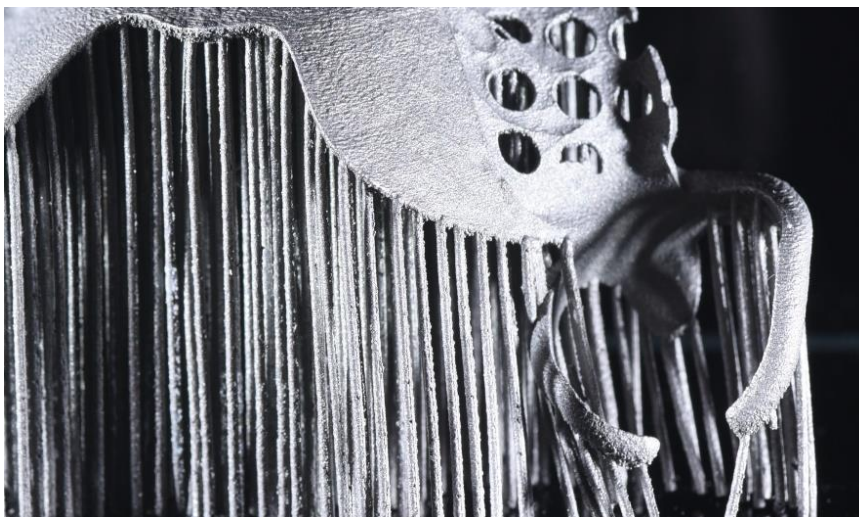
gdje je prisutnost pora u metalnoj strukturi identificiran kao veliki nedostatak, pore se mogu minimizirati u aditivnom postupku (3D gradnja) pomoću lokalnog grijanja i brzog skrućivanja (60). Aditivna tehnologija omogućava oblikovanje složenih oblika i unutarnjih struktura metala. SLM tehnologija izravno oblikuje objekt iz 3D CAD podataka, stoga se unutarnje strukture objekata mogu izraditi šuplje ili mrežaste, čime se smanjuje njihova težina. Nadalje, SLM omogućava jednodijelno oblikovanje složenih struktura, poboljšava čvrstoću u usporedbi s dijelovima proizvedenim zasebno i zatim sastavljenim zavarivanjem (60).



Slika 14. 3D građena osnova gornje djelomične proteze



Slika 15. 3D građena osnova donje djelomične proteze



Slika 16. Detalj osnove djelomične proteze izrađene aditivnom tehnologijom

Trenutno postoje dvije metode primjene CAD podataka za izradu osnovne djelomične proteze. Prva metoda uključuje aditivnu proizvodnju pomoću 3D printera kojim se stvara voštani predložak koji se zatim ulaže i lijeva. Iako ova metoda ima pojednostavljeni proces dizajniranja uporabom CAD komponente, uključuje uporabu konvencionalnih postupaka ulaganja i lijevanja. Druga metoda izrade osnove konstrukcije jest izravno aditivnom proizvodnjom u kojoj se metalna osnova izgrađuje sloj po sloj. Aditivna proizvodnja (SLM) privukla je značajnu pozornost kao rješenje za ograničenja tradicionalnog postupka lijevanja, kao što su lomovi zbog unutarnje poroznosti ili deformacije nadomjestka, dok se također pojednostavnio složeni laboratorijski postupak. Osnovne konstrukcije djelomične proteze proizvedene lijevanjem 3D građenih voštanih predložaka pokazuju dobar dosjed na radnom modelu. Međutim, male adaptacije su ipak potrebne da takva konstrukcija ima optimalan dosjed na pacijentovom alveolarnom grebenu. Nasuprot tome, metalne osnove djelomičnih proteza proizvedene SLM postupkom dobro odgovaraju pacijentovoj situaciji u usnoj šupljini. U usporedbi s metalnim osnovama proizvedenim konvencionalnom metodom lijevanja, konstrukcije koje su izrađene SLM postupkom pokazuju veliku otpornost na zamor, izvrsna mehanička svojstva te veliko zadovoljstvo pacijenata protetskim nadomjestkom (61).

Razvoj idealnog materijala za izradu metalne osnove djelomične proteze s manjom tehnološkom osjetljivošću, optimalnim mehaničkim svojstvima i otpornošću na koroziju i danas ostaje izazov. Legure titanija, kao što je Ti-6Al-4V (TC4), razvijaju se kako bi se poboljšala mehanička svojstva čistog titanija. Međutim, aluminij i vanadij mogu iscuriti iz TC4

u okruženje usne šupljine i stoga se smatraju opasnima za ljudski organizam. Otpornost čistog titanija na koroziju može se poboljšati premazivanjem, anodnom oksidacijom ili obradom plazmom, ali dodatna površinska obrada komplicira postupak obrade i povećava troškove izrade (62).

Selektivno lasersko taljenje (SLM) jedna je od tehnologija aditivne proizvodnje (3D gradnja) koja koristi laser velike snage za topljenje i spajanje metalnog praha u oblik željenog objekta (metalna osnova djelomične proteze). Titanij proizveden aditivnom tehnologijom (selektivno lasersko taljenje) pokazuje veću vlačnu čvrstoću, Vickersovu tvrdoću i bolju otpornost na koroziju u usporedbi s materijalima proizvedenima tehnikom glodanja i lijevanja. Općenito govoreći, SLM tehnologija ima veliki potencijal u proizvodnji titanijskih osnovnih konstrukcija djelomičnih proteza (62).

4. RASPRAVA

Cilj ovog preglednog rada bio je opisati dostupne digitalne tehnologije (glodanje i 3D gradnja) koje se koriste u proizvodnji metalnih osnova protetskih nadomjestaka (krunica, mostova i djelomičnih proteza) te ih usporediti s konvencionalnim postupkom lijevanja. Da bi pacijentima omogućili optimalnu zdravstvenu skrb i poboljšali kvalitetu života narušenu stanjem stomatognatog sustava, neophodno je koristiti materijale i tehnologije obrade istih koji su se pokazali najboljima u *in vivo* i *in vitro* uvjetima.

Brz napredak CAD/CAM (*Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing*) tehnologije, utjecao je na sve discipline dentalne medicine pa tako i na područje stomatološke protetike. Ovom tehnologijom mogu se izraditi inleji, onleji, ljuskice, krunice, mostovi, djelomične proteze, nadograditi implantati, pa čak i rekonstruirati cijeli zubni lukovi. Razvoj CAD/CAM tehnologije bio je motiviran s tri izazova. Prvi izazov bio je provjeriti je li nadomjestak dovoljno čvrst, posebno u stražnjim regijama zubnih lukova. Proizvodnja nadomjestaka koji prirodno izgledaju predstavljao je drugi izazov. Posljednji izazov uključivao je lakšu, bržu i precizniju restauraciju zubi (63). Mikrostruktura i mehanička svojstva legura uvelike ovise o tehnici proizvodnje, zajedno s kemijskim sastavom rabljenih legura (36). Za obradu legura u stomatološkoj protetici najčešće se rabe tri dostupne tehnike: lijevanje, glodanje i selektivno lasersko taljenje (SLM). Procjena mehaničkih svojstava i karakteristika metalne konstrukcije izrađene određenom tehnologijom od iznimne je važnosti kako bi nadomjestak osigurao optimalno funkcioniranje stomatognatog sustava.

Zhou i sur. (37) uspoređivali su mehanička svojstva i mikrostrukturu Co-Cr dentalnih legura proizvedenih lijevanjem, glodanjem i selektivnim laserskim taljenjem (SLM). Mehanička svojstva ispitana su pomoću testa vlačne čvrstoće prema standardu 6892 Međunarodne organizacije za standardizaciju (ISO), uključujući test granice razvlačenja, test vlačne čvrstoće, rastezanje i analizu loma. Granice razvlačenja od 0,2 % za SLM uzorake iznosila je 790 ± 11 MPa, dok je vlačna čvrstoća iznosila je 1072 ± 18 MPa. Navedene vrijednosti premašile su one uzoraka dobivenih lijevanjem i glodanjem za približno 50 % ($P < 0,05$). Skupina SLM uzoraka također je pokazala najviše vrijednosti mikrotvrdoće ($475,3 \pm 10,2$ MPa), dok je skupina glodanih uzoraka ($325,2 \pm 17,8$ MPa) i lijevanih uzoraka ($323,7 \pm 27,2$ MPa) imala niže vrijednosti. Na osnovi svega navedenoga, zaključeno je da uzorci proizvedeni SLM tehnikom imaju bolja mehanička svojstva od onih proizvedenih glodanjem i lijevanjem. Potpuno lokalno taljenje i brzo skrućivanje koje je moguće uporabom SLM tehnike, smanjuje napukline i poroznosti te proizvodi gusti materijal s homogenom strukturom, (37) tako da vrijednosti mehaničkih svojstava uzoraka proizvedenih SLM tehnikom ne trebaju čuditi.

Kassapidou i sur. (42) testirali su tvrdoću, granicu tečenja, modul elastičnosti i mikrostrukturu najčešće rabljenih Co-Cr legura za fiksnu protetiku ovisno o tehnologiji izrade: lijevanje, glodanje i SLM. Čisti titanij i legura titanija (titanij-aluminij-vanadij [Ti-6Al-4V]) uključeni su za usporedbu, a procijenjena im je granica razvlačenja i istežanja nakon loma. Rezultati istraživanja sugeriraju da mehanička svojstva ovise o upotrebljenoj tehnici proizvodnje. SLM tehnika pokazala je najveće vrijednosti mehaničkih svojstava, a slijede je glodana i lijevana skupina. Razlog može biti u teksturi materijala, pri čemu SLM materijal pokazuje manju veličinu zrna u usporedbi s glodanim i lijevanim Co-Cr materijalima. Legura titanija (Ti-6Al-4V) pokazala je veću tvrdoću i granicu tečenja u usporedbi s čistim titanijem. Istraživanje je pokazalo da su svi testirani Co-Cr uzorci prikladni za izradu višečlanih mosnih konstrukcija nošenih bilo uporišnim zubima bilo implantatima (42). Sukladno tome, uporaba aditivne tehnologije (SLM) u izradi metalnih konstrukcija u kliničkoj praksi može se smatrati opravdanim.

Kim i sur. (36) ispitivali su mehanička svojstva Co-Cr legura proizvedenih digitalnim obradnim tehnikama (SLM i glodanje) te ih usporedili s konvencionalnom tehnikom lijevanja. SLM skupina pokazala je najveću srednju vlačnu čvrstoću. Najveće vrijednosti srednje granice razvlačenja pokazala je SLM skupina (580 ± 50 MPa), dok su CS skupina (lijevanje) (540 ± 20 MPa) i ML skupina (glodanje) (480 ± 20 MPa) pokazale niže vrijednosti. Srednje vrijednosti istežanja bile su značajno veće u skupini SLM (32 ± 2 MPa) nego u skupinama CS (lijevanje) (10 ± 2 MPa) i ML (glodanje) ($2,3 \pm 0,7$ MPa). Na osnovi mehaničkih svojstava sve legure ispitane u ovom istraživanju mogu se koristiti za izradu nadomjestaka kao što su djelomične proteze, krunice i mostovi velikog raspona (36).

Hong i sur. (58) u svom su istraživanju također uspoređivali svojstva metala ovisno o metodama proizvodnje Co-Cr legure, ali i veznu čvrstoću metala i obložne keramike. Lijewane Co-Cr legure pokazale su najveće vrijednosti vezne čvrstoće ($32,51 \pm 2,68$ MPa) s obložnom keramikom, dok između druge dvije skupine nije bilo značajne razlike [SLM ($29,07 \pm 2,90$ MPa) i glodanje ($26,98 \pm 3,97$ MPa)]. Prema ISO 9393-1:2012, najmanje četiri od šest uzoraka moraju imati veznu čvrstoću od najmanje 25 MPa kako bi prošli test. Sve tri skupine prošle su test (58). Suprotno navedenom istraživanju, Lawaf i sur. (64) u svojoj studiji pokazali su da nema statistički značajne razlike u veznoj čvrstoći lijevanih ($74,94 \pm 16,06$ MPa) i SLM-om ($69,02 \pm 5,77$ MPa) proizvedenih metalnih konstrukcija i obložne keramike. Revilla-León i sur. (65) objavili su meta-analizu čija je svrha bila obuhvatiti *in vitro* istraživanja koja su proučavala veznu čvrstoću obložne keramike i metalnih konstrukcija proizvedenih selektivnim laserskim

taljenjem (SLM) i usporediti dobivene vrijednosti s lijevanim i glodanim Co-Cr dentalnim legurama. Na osnovi 26 istraživanja koja su zadovoljila kriterij rada, zaključeno je da metoda proizvodnje metalnih konstrukcija (lijevanje, glodanje, SLM) ne utječe na veznu čvrstoću s obložnom keramikom (65).

Kada se uzme u obzir sve navedeno, može se utvrditi da Co-Cr metalne konstrukcije proizvedene SLM tehnikom pokazuju najoptimalnija mehanička svojstva i visoke vrijednosti vezne čvrstoće s keramikom čineći aditivnu tehnologiju (SLM) dobrom alternativom konvencionalnom postupku lijevanja u proizvodnji metalnih konstrukcija za fiksno protetske nadomjestke.

Prilikom digitalne izrade osnovnih konstrukcija djelomične proteze, neophodno je uz adekvatna mehanička svojstva osigurati i dobar dosjed te retenciju djelomične proteze kako bi se zadovoljili visoki standardi izrade. Točnost izrade metalne osnovne konstrukcije djelomične proteze aditivnom tehnologijom (SLM), proučavali su Tasaka i sur. (61). Za simulacijski model korišten je model djelomično bezube mandibule, a osnovna je konstrukcija dizajnirana pomoću CAD softvera. 3D građeni voštani predložak formiran je pomoću 3D printera te je zatim izveden postupak lijevanja. Stroj za izravno lasersko sinteriranje metala korišten je za aditivnu proizvodnju metalne osnove djelomične proteze. Raspon razlika za lijevanu i 3D građenu osnovnu konstrukciju bio je od $-0,185 \pm 0,138$ do $0,352 \pm 0,143$ mm odnosno od $-0,166 \pm 0,009$ do $0,123 \pm 0,009$ mm. Ukupne razlike bile su manje za aditivno proizvedenu metalnu konstrukciju u usporedbi s lijevanom, što sugerira veću točnost izrade i ponovljivost postupka aditivnom tehnologijom (3D gradnja) (61).

Dosjed i retenciju Co-Cr djelomičnih proteza proizvedenih selektivnim laserskim taljenjem (SLM) i usporedbu s konvencionalnom tehnikom lijevanja proučavali su Rues i sur. (66). Obje metode izrade pokazale su srednje netočnosti ispod $40 \mu\text{m}$. I digitalna i konvencionalna tehnologija izrade osigurale su klinički prihvatljiv dosjed. Međutim, potrebno je naglasiti da postizanje savršenog pasivnog dosjeda djelomičnih proteza i dan-danas predstavlja veliki izazov. Osnovne konstrukcije izrađene SLM tehnikom pokazale su malo veće retencijske sile u usporedbi s lijevanima. Optimalne vrijednosti za jedan zub nosač koje se kreću između 5 i 10 N bile su ispunjene. Na temelju navedenih rezultata, aditivna proizvodnja (SLM) čini se prikladnom alternativnom tehnologijom za izradu metalnih osnovnih konstrukcija s dobrim kliničkim karakteristikama (66). Nedavno objavljeni pregledni rad koji je obuhvatio i analizirao 17 istraživanja zaključuje da digitalno izrađene osnovne metalne konstrukcije djelomične proteze pružaju sličnu točnost kao i konvencionalna tehnika izrade (67). Ciocca i sur. (68) su,

uz usporedbu Co-Cr legura proizvedenih lijevanjem i 3D gradnjom, testirali i leguru titanija izrađenu SLM tehnikom. Najbolji rezultat u pogledu točnosti i preciznosti pokazala je titanijska legura proizvedena pomoću SLM tehnike. Srednje vrijednosti pogrešaka svih korištenih materijala za izradu osnovnih konstrukcija djelomičnih proteza nalazile su se unutar granice kliničke tolerancije (68). Navedeno pokazuje veliki potencijal uporabe digitalnih tehnologija i legura (Co-Cr i titanijskih) proizvedenih glodanjem i SLM tehnikom u proizvodnji djelomičnih proteza.

Daljnji razvoj digitalnih tehnologija (glodanje i 3D gradnja), uz istovremeni napredak u proizvodnji materijala te nužan pad cijena potrebnih digitalnih uređaja, u budućnosti bi trebao osigurati još kvalitetnije značajke korištenih metala u stomatološkoj protetici, čime bi se CAD/CAM tehnologija nametnula kao najoptimalnija i jedina tehnologija u terapiji djelomične bezubosti korištenjem krunica, mostova i djelomičnih proteza.

5. ZAKLJUČAK

Digitalni otisci omogućuju precizno i ugodno snimanje usne šupljine, eliminirajući potrebu za tradicionalnim otisnim postupcima i materijalima. Intraoralni skeneri pružaju visoku preciznost i smanjuju rizik od grešaka. CAD/CAM sustav omogućava dizajniranje i izradu osnovnih konstrukcija s iznimnom preciznošću i efikasnošću. Kombinacija ovih tehnologija omogućava individualizaciju protetskih nadomjestaka prema potrebama svakog pacijenta. Materijali koji se koriste za izradu metalnih osnovnih konstrukcija također su napredovali, omogućivši prilagodljivost i dugotrajnost.

3D gradnja predstavlja revoluciju u proizvodnji metalnih osnovnih konstrukcija u fiksnoj protetici omogućujući bržu i precizniju izradu s poboljšanim mehaničkim svojstvima i uz optimalnu veznu čvrstoću s obložnom keramikom te je trenutno označena kao tehnologija izbora kod izrade metalnih osnovnih konstrukcija u stomatološkoj protetici. Ova tehnologija dopušta dizajniranje složenih struktura koje bi bilo teško ili nemoguće postići tradicionalnim metodama. Digitalne tehnologije preoblikovale su stomatološku protetiku čineći je preciznijom, individualiziranijom i efikasnijom.

6. LITERATURA

1. Garcia PP, da Costa RG, Calgaro M, Ritter AV, Correr GM, da Cunha LF, Gonzaga CC. Digital smile design and mock-up technique for esthetic treatment planning with porcelain laminate veneers. *J Conserv Dent*. 2018;21:455-458.
2. Godara M, Khetarpal A, Rana M, Joon A, Vijayran K, Singhal N. Smile esthetic: A review. *IOSR J Dent Med Sci (IOSR-JDMS)* 2021;20:17-22.
3. Jafri Z, Ahmad N, Sawai M, Sultan N, Bhardwaj A. Digital Smile Design-An innovative tool in aesthetic dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2020;10:194-198.
4. Thomas PA, Krishnamoorthi D, Mohan J, Raju R, Rajajayam S, Venkatesan S. Digital Smile Design. *J Pharm Bioallied Sci*. 2022;14(Suppl 1):S43-S49.
5. Coachman C., Calamita M.A., Sesma N. Dynamic documentation of the smile and the 2D/3D digital smile design process. *Int J Periodontics Restor Dent*. 2017;37:183-193.
6. Lin WS, Zandinejad A, Metz MJ, Harris BT, Morton D. Predictable Restorative Work Flow for Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture-Fabricated Ceramic Veneers Utilizing a Virtual Smile Design Principle. *Oper Dent*. 2015;40:357-363.
7. Lovrić P. (2020). *Dentalne legure i njihova obrada*. Diplomski rad. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet.
8. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res*. 2018;97:1082-1091.
9. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computeraided manufacturing restorations: a review of the literature. *J Int Oral Health*. 2015;7:96-104.
10. AlRashdi AK, Al Mutairi FM, Aldubaikhi AH , Zaylaee LY, Alharbi AD, Mossa HM. Dental CAD/CAM: a brief review. *IJMDC*. 2020;4:1975-1979.
11. Marin E. History of dental biomaterials: biocompatibility, durability and still open challenges. *Herit Sci*. 2023;11:207.
12. Kim DY, Kim CM, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Evaluation of marginal and internal gaps of Ni-Cr and Co-Cr alloy copings manufactured by microstereolithography. *J Adv Prosthodont*. 2017;9:176-181.
13. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*. 2016;60:72-74.
14. Joda T, Ferrari M, Gallucci GO, Wittneben JG, Brägger U. Digital technology in fixed implant prosthodontics. *J Periodontol* 2000. 2017;73:178-192.
15. Siqueira R, Galli M, Chen Z, Mendonça G, Meirelles L, Wang HL, Chan HL. Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2021;25:6517-6531.

16. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of intraoral scanners: a systematic review of influencing factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018;26:101-121.
17. Revilla-Leon M, Subramanian SG, Ozcan M, Krishnamurthy VR. Clinical study of the influence of ambient light scanning conditions on the accuracy (trueness and precision) of an intraoral scanner. *J Prosthodont*. 2020;29:107-113.
18. Mangano F, Shibli JA, Fortin T. Digital Dentistry: New Materials and Techniques. *Int J Dent*. 2016;2016:5261247.
19. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardó A, Camps I. Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLoS One*. 2018;13:e0202916.
20. Panian Z. (2020). Digitalni otisak u fiksnoprotetskoj terapiji. Diplomski rad. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet.
21. Jakovac M. Protokol. 1. izd. Zagreb: Stega tisak; 2023.
22. Khaledi AA, Farzin M, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. *J Prosthet Dent*. 2020;124:81-86.
23. Čatović A, Komar D, Čatić A i sur. Klinička fiksna protetika I – Krunice. Zagreb: Medicinska naklada; 2015.
24. Bae S, Hong MH, Lee H, Lee CH, Hong M, Lee J, Lee DH. Reliability of Metal 3D Printing with Respect to the Marginal Fit of Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel)*. 2020;13:4781.
25. Korner MEH., Lambán MP, Albajez JA., Santolaria J, Ng Corrales LDC, Royo J. Systematic Literature Review: Integration of Additive Manufacturing and Industry 4.0. *Metals*. 2020;10:1061.
26. Konieczny B., Szczesio-Włodarczyk A., Sokolowski J., Bociong K. Challenges of Co-Cr Alloy Additive Manufacturing Methods in Dentistry – The Current State of Knowledge (Systematic Review) *Materials*. 2020;13:3524.
27. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014:783948.
28. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204:505-511.
29. Kikuchi M. The use of cutting temperature to evaluate the machinability of titanium alloys. *Acta Biomaterialia*. 2009;5:770-775.
30. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*. 2011;90:937-952.

31. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage – a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H: Journal of Engineering in Medicine*. 2005;219:233-243.
32. Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent*. 2015;114:725-734.
33. Pascal C, Thomazic A, Antoni-Zdziobek A, Chaix JM. Co-sintering and microstructural characterization of steel/cobalt base alloy biomaterials. *J Mater Sci* 2012;47:1875-1886.
34. Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, Ye J. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2017;118:69-75.
35. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater* 2014;30:79-88.
36. Kim HR, Jang SH, Kim YK, Son JS, Min BK, Kim KH, Kwon TY. Microstructures and Mechanical Properties of Co-Cr Dental Alloys Fabricated by Three CAD/CAM-Based Processing Techniques. *Materials (Basel)*. 2016;9:596.
37. Zhou Y, Li N, Yan J, Zeng Q. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *J Prosthet Dent*. 2018;120:617-623.
38. Øilo M, Nesse H, Lundberg OJ, Gjerdet NR. Mechanical properties of cobalt-chromium 3-unit fixed dental prostheses fabricated by casting, milling, and additive manufacturing. *J Prosthet Dent*. 2018;120:156.e1-156.e7.
39. Freifrau von Maltzahn N, Bernhard F, Kohorst P. Fitting accuracy of ceramic veneered Co-Cr crowns produced by different manufacturing processes. *J Adv Prosthodont*. 2020;12:100-106.
40. Ryniewicz W, Bojko Ł, Ryniewicz AM. The Impact of Sintering Technology and Milling Technology on Fitting Titanium Crowns to Abutment Teeth-In Vitro Studies. *Materials (Basel)*. 2022;15:5835.
41. Štetić S. (2018). Printani titan-keramički protetski rad nošen dentalnim implantatima. Diplomski rad. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet.
42. Kassapidou M, Stenport VF, Johansson CB, Syverud M, Hammarström Johansson P, Börjesson J, Hjalmarsson L. Cobalt chromium alloys in fixed prosthodontics: Investigations of mechanical properties and microstructure. *J Prosthet Dent*. 2023;130:255.e1-255.e10.
43. Piao XY, Jeon J, Shim JS, Park JM. A Digital Workflow for the Fabrication of a Milled Removable Partial Denture. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19:8540.
44. Oh KC, Jeon J, Kim JH. Fabrication of a removable partial denture combining conventional and digital techniques. *J. Prosthet. Dent*. 2021;125:588-591.

45. Oh KC, Jeon J, Kim JH. Top-down design and fabrication with digital technology of removable partial dentures incorporating custom abutments: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2023;130:811-815.
46. Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, Arai Y, Wakabayashi N. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res.* 2022;66:53-67.
47. Heiba IM, Mohamed SL, Sabet ME. Accuracy and surface roughness of Co-Cr partial denture frameworks with different digital fabrication methods. *J Prosthet Dent.* 2024 Mar;131:520.e1-520.e7.
48. Barbosa L, Figueiral MH, Neves CB, Malheiro R, Sampaio-Fernandes MA, Oliveira SJ, Sampaio-Fernandes MM. Fit Accuracy of Cobalt–Chromium and Polyether Ether Ketone Prosthetic Frameworks Produced Using Digital Techniques: In Vitro Pilot Study. *Applied Sciences.* 2024;14:118.
49. Soltanzadeh P, Suprono MS, Kattadiyil MT, Goodacre C, Gregorius W. An In Vitro Investigation of Accuracy and Fit of Conventional and CAD/CAM Removable Partial Denture Frameworks. *J. Prosthodont.* 2019;28:547-555.
50. Ahmed N, Abbasi MS, Haider S, Ahmed N, Habib SR, Altamash S, Zafar MS, Alam MK. Fit Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with CAD/CAM, Rapid Prototyping, and Conventional Techniques: A Systematic Review. *Biomed Res Int.* 2021;2021:3194433.
51. Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont.* 2017;30:474-484.
52. Azouzi I, Hadyaoui D, Kallala R, Gassara Y, Boudabbous E, Belhssan H. 3D-Printing in Fixed Prosthodontics: Lights and Shadows. *Acta Scientific Dental Sciences.* 2023;7:59-64.
53. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med.* 2021;10:2010.
54. Kaleli N, Ural Ç, Us YÖ. Evaluation of marginal discrepancy in metal frameworks fabricated by sintering-based computer-aided manufacturing methods. *J Adv Prosthodont.* 2020;12:124-130.
55. Kaleli N, Saraç D. Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods. *J Prosthet Dent.* 2017;117:656-661.
56. Hussein MO, Hussein LA. Trueness of 3D printed partial denture frameworks: build orientations and support structure density parameters. *J Adv Prosthodont.* 2022;14:150-161.
57. Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metalceramic bond strength. *J Prosthet Dent.* 2018;119:481-487.
58. Hong JK, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Mechanical Properties and Metal-Ceramic Bond Strength of Co-Cr Alloy Manufactured by Selective Laser Melting. *Materials (Basel).* 2020;13:5745.

59. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifajy MA, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont*. 2015;24:303-312.
60. Okano H, Tasaka A, Matsunaga S, Kasahara M, Wadachi J, Hattori M, Abe S, Yamashita S. Effects of hollow structures added by selective laser sintering on the mechanical properties of Co-Cr alloy. *J Prosthodont Res*. 2023;67:460-467.
61. Tasaka A, Shimizu T, Kato Y, Okano H, Ida Y, Higuchi S, Yamashita S. Accuracy of removable partial denture framework fabricated by casting with a 3D printed pattern and selective laser sintering. *J Prosthodont Res*. 2020;64:224-230.
62. Wang Y, Guo Y, Jin Y, Wang Y, Wang C. Mechanical properties, corrosion resistance, and anti-adherence characterization of pure titanium fabricated by casting, milling, and selective laser melting. *J Biomed Mater Res*. 2022;110:1523-1534.
63. Suganna M, Kausher H, Tarek Ahmed S, Sultan Alharbi H, Faraj Alsubaie B, Ds A, Haleem S, Meer Rownaq Ali AB. Contemporary Evidence of CAD-CAM in Dentistry: A Systematic Review. *Cureus*. 2022;14:e31687.
64. Lawaf S, Nasermostofi S, Afradeh M, Azizi A. Comparison of the bond strength of ceramics to Co-Cr alloys made by casting and selective laser melting. *J Adv Prosthodont*. 2017;9:52-56.
65. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Park SH, Barmak AB, Özcan M. Adhesion of veneering porcelain to cobalt-chromium dental alloys processed with casting, milling, and additive manufacturing methods: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2022;128:575-588.
66. Rues S, Tasaka A, Fleckenstein I, Yamashita S, Rammelsberg P, Boehm S, Schwindling FS. Fit and Retention of Cobalt-Chromium Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with Selective Laser Melting. *J Funct Biomater*. 2023;14:416.
67. Souza Curinga MR, Claudino Ribeiro AK, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, da Fonte Porto Carreiro A, Pellizzer EP. Mechanical properties and accuracy of removable partial denture frameworks fabricated by digital and conventional techniques: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2023:S0022-3913(23)00075-6.
68. Ciocca L, Maltauro M, Pierantozzi E, Breschi L, Montanari A, Anderlucci L, Meneghello R. Evaluation of trueness and precision of removable partial denture metal frameworks manufactured with digital technology and different materials. *J Adv Prosthodont*. 2023;15:55-62.

7. ŽIVOTOPIS

Vladimir Prpić rođen je 29. travnja 1991. godine u Šibeniku, gdje je završio osnovnu školu i Gimnaziju Antuna Vrančića. Maturirao je 2010. godine te je iste godine upisao Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci, studij Dentalna medicina. Od 2012. godine školovanje nastavlja na integriranom preddiplomskom i diplomskom sveučilišnom studiju Dentalna medicina na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Diplomirao je u rujnu 2016. godine s temom rada „Etiologija i terapija bruksizma“. Nakon odrađenog praktičnog rada, radi u državnim i privatnim ordinacijama dentalne medicine u Zagrebu. Aktivno sudjeluje na domaćim i međunarodnim kongresima. U lipnju 2022. brani doktorsku disertaciju pod naslovom „The effect of technological manufacturing process on the mechanical performance and binding strength of building materials of dentures“ za koju dobiva priznanje za najbolji doktorski rad u 2022. godini. Specijalizaciju iz stomatološke protetike započeo je u srpnju 2021. godine. Godine 2023. upisuje poslijediplomski specijalistički studij Dentalna protetika.