

Uporaba 3D ispisa pri izradi metalnih osnova mobilnih protetskih radova

Ostojčić, Josipa

Master's thesis / Diplomski rad

2020

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:127:238217>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2022-01-27**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Josipa Ostojčić

UPORABA 3D ISPISA PRI IZRADI METALNIH OSNOVA MOBILNIH PROTETSKIH RADOVA

Diplomski rad

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren na Zavodu za mobilnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Mentor rada: izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskoga jezika: Mia Filajdić, prof. hrvatskog jezika i književnosti

Lektor engleskoga jezika: Ivana Škarpa Dulčić, prof. engleskog i njemačkog jezika i književnosti

Sastav povjerenstva za obranu diplomskog rada:

- 1.
- 2.
- 3.

Datum obrane rada:

Rad sadrži: 38 stranica

4 slike

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 diplomskog 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 nedopuštenog preuzimanja ilustracija odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Zahvala

Veliko hvala mentoru izv. prof. dr. sc. Dulčiću na prenesenom znanju, strpljenju i pomoći u projektima tijekom studija.

Posebne zahvale upućujem gospodinu Marku Tometiću iz dentalnog laboratorija Denta-T za upoznavanje s modernim laboratorijskim metodama i omogućeno lakše razumijevanje teme.

Zahvaljujem se obitelji na bezuvjetnoj potpori pruženoj tijekom cijelog školovanja.

Svim bližnjima i prijateljima s kojima sam dijelila studentske dane zahvaljujem što su mi učinili ovo razdoblje života najboljim mogućim.

UPORABA 3D ISPISA PRI IZRADI METALNIH OSNOVA MOBILNIH PROTETSKIH RADOVA

Sažetak

Iako se preventiva u dentalnoj medicini i životni standard poboljšavaju s godinama, i dalje postoji velika potreba za protetskom rehabilitacijom. U cilju olakšanja i ubrzanja procesa izrade koja uključuje brojne korake, razvile su se digitalne metode izrade protetskih radova. Protetski se radovi već godinama uspješno izrađuju glodanjem blokova materijala, dok 3D ispis posljednjih godina postaje sve zastupljenija metoda izbora, osobito pri izradi metalnih i polimernih radova. 3D ispisom nastoji se postići ušteda materijala jer tehnikom slojevanja točnih obrisa protetskog rada ne dolazi do suvišne potrošnje materijala za razliku od metode glodanja koja ima veliki utrošak neiskorištenog materijala preostalog frezanjem blokova. Ušteda materijala, klinički zadovoljavajuća preciznost i povećana produktivnost svrstavaju 3D ispis među konkurentne metode pri odabiru načina izrade. Aditivne tehnike izrade u širem smislu dijele se na one kojima se obrađuju polimerni materijali, kao što su stereolitografija, digitalna svjetlosna obrada i fuzijsko depozicijsko modeliranje te tehnike laserskog taljenja kojima se obrađuju metalni materijali. Metalne osnove mobilnih protetskih radova vrlo se jednostavno i uspješno izrađuju metodom laserskog taljenja, čime je komplicirana izrada složene metalne osnove djelomičnih proteza svedena na što jednostavniji proces. Iako razvijen i primjenjiv u kliničkom radu, 3D ispis pokazuje određene nedostatke koji zahtijevaju završnu konvencionalnu obradu protetskih radova, ali se očekuje da će brzi razvoj metoda i materijala u sljedećim godinama naći rješenje za te prepreke.

Ključne riječi: CAD CAM; 3D ispis; aditivne tehnike; metalne osnove protetskih radova

USE OF 3D PRINTING IN THE MAKING OF METAL FRAMEWORKS OF REMOVABLE PROSTHETIC RESTORATIONS

Summary

Although prevention in dentistry and standard of living improve over time, there is still a great need for prosthetic rehabilitation. In order to facilitate and speed up the process of fabrication, which includes many different steps, digital methods of prosthetic restorations fabrication have been developed. Prosthetic restorations have been successfully fabricated by milling blocks of materials for years, while 3D printing has become an increasingly common method of choice in recent years, especially in the fabrication of metal and polymer restorations. 3D printing aims to achieve material savings, since the technique of layering the exact contours of prosthetic restorations does not require excessive material consumption, unlike the milling method, which leaves considerable amounts of unused material after milling of blocks. Material savings, clinically satisfactory precision and increased productivity place 3D printing among competitive methods when choosing a method of fabrication. Additive fabrication techniques in a broader sense are divided into the ones used for processing polymers, e.g. stereolithography, digital light processing and fused deposition modeling, as well as laser melting techniques, which are used with metals. Metal frameworks of removable prosthetic restorations are fabricated by laser melting in a very simple and successful way, which reduces the complicated process of metal framework fabrication to a more simple process.

Keywords: CAD CAM; 3D printing; additive manufacturing; metal frameworks of prosthetic restorations

SADRŽAJ

1. UVOD.....	2
2. TEHNIKE 3D ISPISA	4
2.1. Stereolitografija (SLA).....	5
2.2. Digitalna svjetlosna obrada (DLP).....	6
2.3. <i>Polyjet</i> ispis	6
2.4. <i>Inkjet</i> ispis.....	7
2.5. Fuzijsko depozicijsko modeliranje (FDM).....	7
2.6. Selektivno taljenje snopom elektrona (SEBM).....	8
2.7. Lasersko taljenje.....	8
3. MATERIJALI.....	11
3.1. Metali.....	12
3.2. Polimeri	14
3.3. Keramika	15
4. PRIMJENA METALA IZRAĐENOG 3D ISPISOM U IZRADI PROTETSKIH RADOVA .	16
4.1. Proteze	17
4.2. Krunice i mostovi	19
4.3. Dentalna implantologija	20
5. DIGITALNI TIJEK IZRADE MOBILNOG PROTETSKOG RADA.....	22
5.1. Prikupljanje podataka	23
5.2. Dizajniranje	25
5.3. Strojna izrada.....	26
6. RASPRAVA.....	27
7. ZAKLJUČAK.....	30
8. LITERATURA	32
9. ŽIVOTOPIS.....	37

Popis skraćenica

3D – trodimenzionalno (engl. *three-dimensional*)

ABS – akrilonitril butadien stiren (engl. *acrylonitrile butadiene styrene*)

ASTM – Američko društvo za testiranja i materijale (engl. *American Society for Testing and Materials*)

CAD/CAM – računalom potpomognuto oblikovanje / računalom potpomognuta izrada (engl. *computer aided design/computer aided manufacturing*)

CBCT – Cone Beam kompjuterizirana tomografija (engl. *Cone Beam Computer Tomography*)

CoCr – kobalt-krom

DLA – digitalna svjetlosna obrada (engl. *digital light projection*)

DMLS – direktno metalno lasersko sinteriranje (engl. *direct metal laser sintering*)

FDM – fuzijsko depozicijsko modeliranje (engl. *fused deposition modeling*)

HDP – polietilen visoke gustoće (engl. *high-density polyethylene*)

PC – polikarbonat (engl. *polycarbonate*)

PEEK – polieter eter keton (engl. *polyether ether ketone*)

PEG-DMA – polietilenglikol dimetakrilat (engl. *polyethylene glycol dimethacrylate*)

PLA – polilaktična kiselina (engl. *polylactic acid*)

PMMA – polimetilmetakrilat (engl. *polymethyl metacrylate*)

PP – polipropilen (engl. *polypropylene*)

PPF – polipropilen fumarat (engl. *polypropylen fumarate*)

PS – polistiren (engl. *polystyrene*)

PTMC – politrimetilen karbonat (engl. *polytrimethylen carbonate*)

SEBM – selektivno taljenje snopom elektrona (engl. *selective electron beam melting*)

SLA – stereolitografija (engl. *stereolithography*)

SLM – selektivno lasersko taljenje (engl. *selective laser melting*)

SLS – selektivno lasersko sinteriranje (engl. *selective laser sintering*)

STL – standardni mozaični jezik (engl. *Standard Tessellation Language*)

UV – ultraljubičasto (engl. *ultraviolet*)

µm – mikrometar

Uporaba digitalne tehnologije kao što je CAD/CAM (CAD – računalom potpomognuto oblikovanje, CAM – računalom potpomognuta izrada) sve se više razvija i preoblikuje dentalnu medicinu na kakvu smo dosad navikli. Iako se smatra novošću, CAD/CAM razvijen je još 1960-ih za potrebe industrije, a u dentalnoj medicini prvi ga je predstavio Francois Duret 1971. godine (1). Dr. Mörmann, zajedno s inženjerom Marcom Brandestini, izumio je prvi komercijalni CAD/CAM sustav zvan CEREC (*computer-assisted ceramic reconstruction*). Iako godinama slabo korištene, digitalne tehnologije danas su sve prisutnije u kliničkom radu jer se novijim uređajima dobiva na brzini, preciznosti i ekonomičnosti u odnosu na tradicionalne metode izrade protetskog rada (2). Protetski radovi koji uključuju metal u svojem sastavu izrađuju se lijevanjem legura koristeći tradicionalnu tehniku izgaranja voska. To uključuje duge korake, kao što su ručna izrada uzorka voska za dizajniranje osnove proteza, ulaganje uzorka, topljenje voska da bi se pripremio prostor, a zatim izlivanje rastopljenog metala u pripremljeni kalup. Ovaj dugotrajni postupak troši veliku količinu materijala i vrlo je sklon ljudskim pogreškama. Digitalnom izradom moguće je eliminirati neke korake u izradi i smanjiti mogućnost pogreške (3).

Digitalni protokol temeljen je na trima osnovnim elementima: prikupljanje podataka, obrada podataka i izrada. Prikupljanje podataka obavlja se pomoću različitih metoda skeniranja. Ovaj je korak praćen obradom skeniranih podataka u CAD jedinici, odnosno računalno potpomognutom oblikovanju. Konačno, obrađeni podatci, u ovom slučaju digitalno kreirani nadomjestak, spremni su za izradu u željenom materijalu primjenom CAD jedinice (računalno potpomognute izrade) (4).

Metode izrade primjenom CAD/CAM-a mogu se podijeliti na aditivne i subtrakcijske.

Aditivne metode izrade prema Američkom društvu za testiranja i materijale (ASTM) definirane su kao „proces spajanja materijala kojim se, koristeći podatke trodimenzionalnog modela, kreira objekt najčešće sloj po sloj, za razliku od subtrakcijskih metoda izrade“ (5).

Aditivna metoda naziva se i 3D ispis (*rapid prototyping*) čime se objekt izrađuje nizanjem novih slojeva sve do dobivanja konačnog oblika nadomjestka. Subtrakcijske metode, kao što je glodanje, imaju suprotan učinak, pri čemu se od bloka materijala svrdlima, diskovima ili laserom dijelovi oduzimaju.

Primjena 3D pisaa može biti direktna, čime se izrađuje konačan rad u smoli ili metalu te indirektna, što uključuje ispis izgarajuće smole ili voska koji naknadno služe u konvencionalnoj

fazi izrade – ulaganju i lijevanju metala. Direktnom primjenom izrađuju se individualne žlice, privremene ili trajne krunice i mostovi, osnove djelomičnih proteza, ortodontski modeli, transparentni ortodontski aligerni te udlage. Također, direktnu primjenu nalazimo i u maksilofacijalnoj kirurgiji pri izradi proteza te implantologiji pri izradi individualnih implantata i kirurških šablona. Indirektna primjena našla je mjesto u analogno-digitalnom protokolu izrade, čime se 3D ispisani prototip od voska ili smole koristi za daljnju analognu izradu krunica, mostova, osnova djelomičnih proteza ili potpunih proteza (2).

Svrha ovog rada jest prezentirati suvremene metode 3D ispisa u dentalnoj medicini te njihove prednosti i trenutačne nedostatke u izradi metalnih mobilnih protetskih radova.

2. TEHNIKE 3D ISPISA

Proces 3D ispisa može se razlikovati ovisno o korištenoj metodi, ali uvijek slijedi slične korake. Protokol započinje izradom virtualnog trodimenzionalnog modela uz uporabu 3D skenera ili CT uređaja nakon čega se željeni rad računalno dizajnira u CAD programu na istom virtualnom modelu. Nakon što je rad spreman za ispis, u računalu se postave držači koji će prilikom izrade rad držati na fiksiranom mjestu, a zatim se model virtualno presiječe u slojeve prema kojima će se ispisivati. Neke metode 3D ispisa zahtijevaju i naknadnu obradu, što uključuje uklanjanje držača, tretman toplinom, ispiranje ili poliranje (6).

Razvijeno je više vrsta 3D ispisa koji imaju primjenu u dentalnoj medicini, a neki od njih su stereolitografija (SLA), digitalna svjetlosna obrada (DLP), lasersko taljenje, fuzijsko depozicijsko modeliranje (FDM), *polyjet* te *inkjet* ispis (4). Osnovna razlika između svih jest u korištenom materijalu i načinu na koji se slojevi nižu jedan na drugi tvoreći trodimenzionalni objekt. S obzirom na materijal, razlikujemo tri kategorije 3D ispisa: temeljen na tekućem materijalu, na prahu ili na krutini (6).

2.1. Stereolitografija (SLA)

Stereolitografija je fotopolimerizacijski proces koji primjenom ultraljubičastih zraka (UV) ili lasera na tekući materijal dovodi do njegova stvrdnjavanja i tako tvori kruti objekt (7). Razvio ju je još 1986. godine Charles W. Hull (5) i od tada se smatra prvom komercijalno dostupnom metodom 3D ispisa. Sustav se sastoji od bazena s tekućim fotosenzitivnim monomerom, UV svjetla ili lasera te postolja na kojem se nadograđuje ispisani objekt. Slojevi za ispis debljine su od 50 do 200 μm . Svaki se sloj tekućine obasjava ultraljubičastom zrakom ili laserom na točno onom mjestu koje je definirano u softveru i time polimerizira u kruto stanje. Laserska zraka preko tekućeg sloja kreće se s jednog kraja prema drugom postupno izrađujući svaki sloj. Nakon izrade jednog sloja, postolje koje nosi ispisani rad spušta se za vrijednost debljine prethodnog sloja i na njega se istim načinom ispisuje novi sloj sve dok se rad ne ispiše u punom obliku (7, 8). Nakon što je ispis završen, rad se stavlja u kupku s otapalom kako bi se uklonila nepolimerizirana smola te zatim u UV pećnicu kako bi se što detaljnije polimerizirala smola (5).

Preciznost stereolitografije očituje se u izradi detalja od 5 μm u X i Y osi, te 10 μm u Z osi. Na preciznost izrade, osim samog odabira metode, utječu i parametri kao što su valna duljina UV

svjetla, snaga i vrijeme ekspozicije svjetla, debljina slojeva, ali i pozicija objekta na postolju budući da se dijelovi objekta bliže centru postolja ispisuju s većom preciznošću nego oni na rubnim dijelovima postolja (7, 9). Nedostatkom stereolitografije smatra se potrebna izrada nosača koji ispisani objekt povezuju s postoljem. Nosači se nakon završetka ispisa odvajaju od samog rada, no njihovim se ispisom produljuje vrijeme izrade cijelog rada te se troši dodatni materijal.

Stereolitografijom izrađuju se meki objekti s ograničenim mehaničkim svojstvima (6). Najčešće su korišteni akrilat, silikon i epoksi smole. Primjenu je pronašla u izradi anatomskih modela, kirurških šablona u dentalnoj implantologiji, individualnih žlica, privremenih kruna i mostova, prototipa proteza koji se kasnije koriste u konvencionalnom procesu ulaganja i lijevanja metalne osnove te maksilofacijalnih proteza (2).

2.2. Digitalna svjetlosna obrada (DLP)

Način rada digitalne svjetlosne obrade vrlo je sličan stereolitografiji s razlikom u izvoru svjetlosti. Ovom se metodom izvor svjetla usmjerava prema cijeloj površini bazena s fotopolimerizacijskom smolom te se jednim osvjetljavanjem sloja tekućine izrađuje cijeli sloj ispisanog polimera, što ubrzava proces izrade (2). SLA ispisuje slojeve postupnim kretanjem zrake svjetlosti, što produljuje vrijeme potrebno za ispis konačnog rada.

2.3. Polyjet ispis

Polyjet ili multijet vrsta je 3D ispisa gdje se mlaz fotopolimera usmjerava iz izvora prema površini koja čini postolje na kojem će se nizati ostali slojevi ispisanog objekta te se zatim polimerizira ultraljubičastim zrakama. Mlaz tekućeg fotopolimera usmjerava se samo na ona područja koja uključuju dijelove sloja za ispis. Važna je prednost ove metode moguća kombinacija tvrdih i mekših dijelova u izradi i mogućnost uporabe različitih boja tako što se koristi više glava izvora fotopolimera i svaka ima svoja određena svojstva tog fotopolimera. Također, potporni dijelovi koji drže budući rad na jednom mjestu mogu se izrađivati od drugačijeg materijala u odnosu na ispisani rad, primjerice voska ili gela, što kasnije olakšava njihovo odvajanje od konačnog rada (6, 7).

Materijali koji se ispisuju *polyjetom* uključuju vosak, smole i silikone. Svrhu su našli u izradi modela, individualnih žlica, privremenih protetskih radova, zaštitnih udlaga te ortodontskih aparata. Ipak, zbog visoke cijene u odnosu na neke druge metode 3D ispisa, njihova je uporaba u dentalnoj medicini ograničena (6).

2.4. Inkjet ispis

Proces započinje raspršivanjem tankog sloja supstrata u obliku praha preko postolja, nakon čega se mlaz tekućeg svezujućeg materijala usmjerava prema supstratu praha i povezuje čestice u jedno tvoreći kruti objekt (2). Mlaz može biti mješavina vodene otopine svezujućeg materijala i boje ili keramička suspenzija kao što se koristi pri izradi cirkonskih dentalnih restauracija (10). Njegovo potiskivanje kroz otvor odvija se uz pomoć pritiska, topline ili vibracija (5). Nakon svakog izrađenog sloja, postolje koje nosi ispisani dio spušta se prema dolje te se na gornji sloj ponovo nanosi prah i zatim se na njega ponovno nanosi tekući svezujući materijal. Preostale nevezane čestice na kraju se uklanjaju s postolja na kojem ostaje samo gotovi ispisani rad. Prah supstrata može biti sadra, keramika ili smola. Nedostatom se smatra nedovoljna preciznost od $\pm 127 \mu\text{m}$, što ipak ne zadovoljava standarde današnje dentalne medicine za izradu visoko preciznih radova. Primjena uključuje izradu modela, keramičkih nadomjestaka te koštanog grafta (2).

2.5. Fuzijsko depozicijsko modeliranje (FDM)

Fuzijsko depozicijsko modeliranje ispisuje objekt uporabom krute žice termoplastičnog materijala koja prolazi kroz ugrijanu glavu pisača pri čemu se rastapa te takav rastopljeni materijal čini slojeve na postolju izrađujući objekt od njegova dna prema vrhu. Iako ima prednost što ne zahtijeva naknadnu obradu ispisanog objekta, njegova nedovoljna preciznost od $\pm 127 \mu\text{m}$ udaljava ga od idealne metode ispisa preciznih protetskih radova u dentalnoj medicini. FDM pronašlo je primjenu u izradi individualnih žlica, kirurških šablona te voštanih prototipa proteza koji zahtijevaju naknadno ulaganje i proces polimerizacije. Materijali korišteni FDM ispisom termoplastični su, a uključuju vosak, polilaktičnu kiselinu (PLA), polikarbonate, akrilonitril butadien stiren (ABS), polikaprolakton (PCL) i polifenilsulfon (PPSF) (2, 8).

2.6. Selektivno taljenje snopom elektrona (SEBM)

SEBM (*Selective electron beam melting*) vrlo je slična metoda laserskom sinteriranju s razlikom da se SEBM provodi u uvjetima visokog vakuuma uz primjenu zrake elektrona kao izvora topline, čime se topi metalni prah (2). Zraka elektrona nastaje zagrijavanjem vlakna volframa te se usmjerava prema metalnom prahu uporabom magnetskog polja. Energija zrake elektrona vrlo je velika za razliku od metoda koje koriste svjetlost kao izvor. Posljedično izrađeni objekti u potpunosti su gusti, bez praznina i izrazito čvrsti (5).

Velika prednost leži i u mogućnosti izrade objekta porozne površine od kobalt-krom legure ili titana, što je pronašlo primjenu u izradi individualnih implantata i maksilofacijalnoj kirurgiji. Poroznom strukturom mehanička svojstva ispisanog rada mogu se približiti onima kosti, osobito modul elastičnosti, što može spriječiti naprezanje. Dodatno, poroznost omogućuje urastanje kosti i bolju stabilnost implantata. Preciznost iznosi 0,3 – 0,4 mm, što je dovoljno za ortopedske ili maksilofacijalne rekonstrukcije, ali nedovoljno za izradu metalne osnove krunica ili mostova (5).

2.7. Lasersko taljenje

Lasersko taljenje naziv je za skupinu aditivnih metoda kojima se trodimenzionalni objekt izrađuje u slojevima korištenjem lasera velike snage koji tali i spaja uzastopne slojeve zbijenog praha. U te metode ubrajaju se selektivno lasersko taljenje (SLM), selektivno lasersko sinteriranje (SLS) i direktno metalno lasersko sinteriranje (DMLS). Laserskim taljenjem u dentalnoj medicini primarno se izrađuju metalni radovi budući da je zadovoljavajuća obrada polimera, keramike i kompozita moguća drugim CAD/CAM metodama. Danas je selektivno lasersko taljenje (SLM) najčešća metoda 3D ispisa metalnih objekata.

U odnosu na ostale aditivne tehnike izrade, SLS i SLM mogu izrađivati objekte od širokog spektra materijala u obliku praha. To uključuje metale kao što su titan i legure titana, legure kobalt kroma, čelik, razne polimere kao što su poliamidi za izradu facijalnih proteza, mješavina polikaprolaktona i lijekova za izradu nosača lijeka, polietilen i brojni drugi.

Prvi sloj objekta nastaje nakon što rotirajući valjak na postolje nanese metalni prah koji se obasjava laserskom zrakom na točno određenom području, dok ostatak neosvijetljenog praha ostaje nevezan.

Postolje s radom spušta se i na gornju se površinu objekta dodaju novi slojevi sve do konačnog oblika (2).

Na početku procesa, postolje uređaja na kojem se nalazi prah zagrijava se do temperature od 200 °C i na toj temperaturi ostaje do kraja izrade. Laserska zraka usmjerava se na sloj praha te putem fotona prenosi energiju na njega i otapa ga. Metalni prah tali se pri temperaturi između 500 i 1000 °C te spaja tvoreći kruti objekt. Rad se ispisuje u slojevima od 20 do 100 μm, a čestice metalnog praha reda su veličine 25-45 μm (11).

Nakon ispisa rada provodi se dodatna obrada koja uključuje nekoliko koraka. Čestice praha koje nisu sinterirane uklanjaju se od konačnog rada. Nakon toga se uklanja potporna struktura koja povezuje ispisani rad s postoljem. Dodatno se provodi i tretman toplinom kako bi se poboljšala mehanička svojstva ispisanog metala (12). Za kobalt-krom leguru taj se proces sastoji od tri faze. Prvo je objekt zagrijan na 450 °C 45 minuta, zatim 750 °C kroz 60 minuta i nakon toga se brzo hladi. Za legure titana prvo se grije na 750 °C i drži na toj temperaturi 2 sata, zatim 2 sata na 900 °C i također se brzo hladi (12). Konačno, površina se metalnog objekta polira prije slanja konačnog rada u ordinaciju.

Prvi 3D ispis metalnog predmeta datira još 1990., a korištena metoda je selektivno lasersko sinteriranje (SLS).

Sve vrste laserskog taljenja rade na sličan način, s nekim razlikama u procesu ili u korištenom materijalu. SLM uključuje potpuno taljenje metalnog praha, dok DMLS i SLS djelomično tale metalni prah i to primarno taleći površinu čestica. Osnovna je razlika između SLS-a i DMLS-a da SLS prah može biti metal ili neki drugi materijal, ali je riječ o jednom materijalu i jednoj temperaturi taljenja, dok DMLS koristi mješavinu metalnog praha s česticama koje imaju različite temperature taljenja. Tako se kod DMLS pri određenoj temperaturi neke čestice praha tale u potpunosti, a druge se tale samo djelomično (13).

SLS proizvodi poroznije i manje izdržljive predmete, dok DMLS i SLM daju čvrste i homogene neporozne predmete. SLS se stoga koristi za predmete od polimera ili keramike, dok SLM i DMLS izrađuju metalne objekte (2).

Visoka preciznost i porozna površina omogućuju uspješnu primjenu u izradi metalnih osnova mobilnih protetskih radova, krunica, mostova te dentalnih implantata.



Slika 1. Uređaj za lasersko taljenje. Preuzeto s dopuštenjem autora: izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić

Razvojem tehnologija izrade dolazi i do povećanja broja materijala koji se primjenjuju u digitalnoj industriji. Kako se industrija razvijala od početne izrade prototipa 3D ispisom do proizvodnje preciznih funkcionalnih radova, materijali su počeli igrati veliku ulogu. Za razliku od izrade prototipa, konačni protetski radovi kao što su fiksni radovi ili djelomične proteze zahtijevaju iznimnu preciznost u materijalu i njegova dobra svojstva (5). Materijali koji se primjenjuju u metodama 3D ispisa mogu se podijeliti u tri osnovne grupe: metali, polimeri (uključujući smole i termoplastične materijale) i keramika (4).

3.1. Metali

Razvoj primjene metala u aditivnoj tehnologiji usmjeren je primarno na strukture izrađene od titana, kobalt-krom legure i legura nikla. Legure nikla sve se manje koriste zbog alergijske reakcije koja se kod nekih pacijenata javlja na nikal. Kobalt-krom legure u metodama 3D ispisa koriste se za izradu metalnih osnova krunica i mostova te metalnih osnova proteza, dok se titan koristi u dentalnoj implantologiji te također u metalnim osnovama djelomičnih proteza (14). Prvi metalni radovi izrađeni ovim načinom bili su porozni i imali su lošu završno obrađenu površinu. Porozna struktura nastajala je kao posljedica uporabe polimera kao veznog sredstva za čestice metalnog praha tijekom sinteriranja jer se polimer sinteriranjem uklanjao iz strukture ostavljajući prostore koji su se naknadnim koracima morali infiltrirati kako bi se dobila zadovoljavajuća gustoća rada. Rani SLS uređaji nisu koristili vakuum pri izradi, a promjer i snaga laserske zrake nisu bili pravilno konfigurirani da bi dali gust konačan rad (4, 15).

Posljednjih godina razvoj tehnologije nadvladao je ove nedostatke. Istraživanja na titanskim strukturama izrađenim aditivnim tehnikama pokazala su povoljnu vlačnu i tlačnu čvrstoću te površinsku hrapavost povoljnu pri izradi individualnih dentalnih implantata (16).

Legura neplemenitih metala kobalta i kroma i dalje čini zlatni standard u protetskoj rehabilitaciji. U usporedbi s plemenitim materijalima, CoCr ima nižu cijenu, ali i bolja mehanička svojstva kao što su viši Youngov modul elastičnosti, veća tvrdoća te manja gustoća. Također, metalne osnove izrađene od CoCr legure pokazale su dobru vezu s keramikom. Takve legure mogu biti zahtjevne za lijevanje zbog mogućnosti volumne kontrakcije tijekom faze učvršćivanja izlivenog metala i njegova hlađenja, što može rezultirati pogreškom u konačnom dosjedu protetskog rada. Digitalna

tehnologija u tom je aspektu predvidljivija jer omogućuje bolju kontrolu zbog izostanka ljudskog faktora u izradi (4).

Kvaliteta metalnog praha koji se koristi u procesu laserskog taljenja određuje kvalitetu konačnog rada, kao što su veličina, oblik i količina unutarnje poroznosti. Manje čestice metala pospješuju izgled površine, ali su također i skuplje od većih čestica (12).

Kim i suradnici uspoređivali su rubni i unutarnji dosjed CoCr metalnih osnova krunica izrađenih metodom lijevanja metala, glodanjem te laserskim sinteriranjem. Najveće odstupanje pokazala je metoda 3D ispisa u vrijednostima oko 100 μm , što se i dalje smatra klinički prihvatljivim (17).



Slika 2. Metalne osnove protetskih radova izrađene 3D ispisom. Preuzeto s dopuštenjem autora:
izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić

3.2. Polimeri

Polimeri su makromolekule koje se sastoje od ponavljajućih strukturnih jedinica izvedenih iz njihovih monomera (18) te kao takvi čine široku skupinu materijala. Termoplastični materijali jedan su primjer polimera korištenih pri 3D ispisu. Uobičajeno se koriste primjenom uređaja za fuzijsko depozicijsko modeliranje kada se navoji termoplastičnog materijala griju i propuštaju kroz otvor u plastičnom stanju. Primjeri takvog materijala su akrilonitril butadien stiren (ABS) i okolišno prihvatljiviji polimer polilaktična kiselina (PLA). Potonji je povoljniji za primjenu u usnoj šupljini, osobito kao provizorni materijal zahvaljujući svojoj snažnoj izdržljivosti i netoksičnoj površini za razliku od ABS-a (19).

Različiti polimeri u prahu, čija je uporaba moguća u aditivnoj metodi SLS-a, jesu poliamidi, polistiren (PS), polikarbonat (PC), polipropilen (PP), poliakrilonitril butadien stiren (ABS), polietilen visoke gustoće (HDP) te polieter eter keton (PEEK) (7).

Vosak je sljedeći polimer koji se koristi u aditivnim tehnikama. Iako se najčešće koristi kao potporni materijal koji drži konačan rad od nekog drugog materijala fiksiranim tijekom 3D ispisa, vosak je pronašao primjenu i kao građivni materijal za *wax up* složenijih protetskih radova (4).

Sljedeću skupinu polimera čine fotopolimerizirajuće smole. Stereolitografija primjer je tehnike koja se koristi ovim polimerom kao građivnim materijalom, polimerizirajući sloj po sloj materijala uz primjenu ultraljubičastih zraka ili lasera. Ovi polimeri nude širok spektar boja, krutosti i ostalih modifikacija u komponentama. Neki su od primjera polilaktična kiselina (PLA), polietilenglikol dimetakrilat (PEG-DMA), polipropilen fumarat (PPF), politrimetilen karbonat (PTMC) i polimetilmetakrilat (PMMA) (2). Također ih je moguće miješati s biokompatibilnim i bioaktivnim sastojcima kao što je bioaktivno staklo (4). Bioaktivno staklo anorganski je površinski aktivni biomaterijal koji dolazi u interakciju s koštanim tkivom zbog brze kemijske reakcije koja se odvija na površini stakla, a koje je u doticaju s kosti. Tom se interakcijom na površini ostvaruje čvrsta veza bioaktivnog stakla i koštanog tkiva (20). In vitro istraživanje pokazalo je regenerativni potencijal stereolitografijom izrađene kombinacije materijala koja sadrži poli(ϵ -kaprolakton) porozne strukture u koju je ubrizgano bioaktivno staklo (21).

Svjetlosno polimerizirajuće smole izrađene 3D ispisom mogu se koristiti kao zamjena za ručno rađeni *wax up* u daljnjem procesu ulaganja i lijevanja čime se u konačnici može dobiti jednako precizan rad kao i da je cijeli protokol rađen konvencionalno (22).

3.3. Keramika

3D ispis keramičkih dijelova tehnički je moguće ostvariti selektivnim laserskim sinteriranjem (SLS) keramike, fuzijskim depozicijskim modeliranjem (FDM) i *inkjet* metodom, pri čemu se ispisuje zeleni oblik keramike koji se naknadno sinterira da bi postigao svoju konačnu čvrstoću (4).

Ipak, keramika izrađena 3D ispisom pokazuje problem volumne kontrakcije pri sinteriranju zelene faze keramike i nastanak stepenica na površini rada (*stair stepping*) zbog slojevitog načina izrade 3D ispisom. Kao takva još uvijek nije pronašla primjenu u izradi preciznih keramičkih protetskih nadomjestaka, nego se koristi za izradu poroznih nosača u koštanotktivnom inženjerstvu (23).

**4. PRIMJENA METALA IZRAĐENOG 3D ISPISOM U IZRADI PROTETSKIH
RADOVA**

Tehnologija laserskog taljenja u dentalnoj medicini izravno se povezuje s obradom metala jer su materijali poput polimera i keramike učinkovitije proizvedeni drugim CAD/CAM tehnologijama. Laserskim taljenjem moguće je izraditi različite radove, kao što su osnove djelomičnih proteza, krunice, mostovi, dentalni implantati i maksilofacijalne proteze (2).

4.1. Proteze

Unatoč uspjehu preventivne dentalne medicine u smanjenju učestalosti bezubosti, djelomična bezubost ostaje javnozdravstveni problem u cijelom svijetu, osobito među starijim osobama. Prevalencija djelomične bezubosti kreće se od 30 % do 60 % među Europljanima starijima od 65 godina, a s obzirom na povećani životni vijek i trend starenja u razvijenim zemljama, očekuje se da će njezina učestalost nastaviti rasti (24).

Na tržištu je prisutno nekoliko digitalnih metoda za izradu djelomičnih proteza uključujući i aditivne i subtrakcijske tehnike. Subtrakcijskom tehnikom uspješno se izrađuju nemetalne djelomične proteze uporabom novijih materijala kao što je PEEK (*polyether ether ketone*). Za metalne djelomične proteze prednost imaju metode 3D ispisa metala (2).

Glodanje kao metoda izrade djelomičnih proteza ima brojna ograničenja zbog složene osnove proteze koja uključuje potkopana područja, kvačice, upirače, male spojke te se pokazala neekonomičnom zbog velike tvrdoće legura koje brzo troše freze za glodanje. Stoga je ulaganje voska i lijevanje metala standardna tehnika za djelomične proteze s metalnom osnovom (11, 25).

Ipak, studije su pokazale da je subtrakcijskim glodanjem moguće ostvariti najveću preciznost i dosjed osnove djelomične proteze na njezino ležište gledajući dosjed retentivnih dijelova. Nakon glodanja slijedi tradicionalna metoda izrade, dok je 3D ispis pokazao najveća odstupanja, ali ipak klinički prihvatljiva (26, 27).

Metalne osnove djelomičnih proteza izrađenih od kobalt-krom legure metodom laserskog taljenja pokazale su bolja mehanička i fizička svojstva kao što su tvrdoća, čvrstoća te otpornost na zamor u odnosu na tradicionalno lijevane osnove iz kobalt-kroma. To se može objasniti manjim česticama i homogenijom mikrostrukturom 3D ispisanog metala (13, 28).

Stereolitografija se može koristiti za ispis digitalno modelirane osnove djelomične proteze od voska ili smole. Na taj se način mogu smanjiti troškovi i mogućnost ljudske pogreške pri izradi voštanog uzorka. Ipak, takav ispisani voštani prototip potrebno je konvencionalno ulagati i izljevati metal da bi se dobila konačna metalna osnova proteze (29).

Zbog problema tijekom faze ulaganja i lijevanja, legure titana imaju vrlo ograničenu primjenu u tradicionalnoj izradi metalnih osnova potpunih i djelomičnih proteza. Titan i legure titana lako oksidiraju na visokoj temperaturi te reagiraju s uložnim materijalom neophodnim u procesu izrade. Površina dobivenog titana može biti gruba i imati unutarnje deformacije koje negativno utječu na dugotrajnost takvog rada. Uz to, visoka temperatura taljenja titana u usporedbi s drugim legurama dovodi do povećane kontrakcije metala, što negativno utječe na dosjed takvog rada. Metodom selektivnog laserskog sinteriranja moguće je uspješno izraditi osnove proteze od titana s izostankom problema koji su se javljali tradicionalnim načinom, no zbog cijene i jednostavnije izrade, materijalom izbora ipak se smatra legura kobalt-kroma (30).

Nemetalne djelomične proteze mogu se izrađivati iz različitih polimera kao što su poliamidi, poliesteri, polikarbonati i polipropilen. Prednosti su takvih proteza u odnosu na one s metalnom osnovom estetika, pogodnost za pacijente s alergijom na metal, lakše su, fleksibilnije i jeftinije (31). Trenutno nema dovoljno kliničkih istraživanja koja bi potvrdila prednost proteza izrađenih od PEEK materijala pred metalnima (32). Takve proteze pokazale su zadovoljavajući dosjed osnove, ali slabiju retenciju u odnosu na metalne djelomične proteze (33). Stoga su djelomične proteze s metalnom osnovom i dalje metoda izbora kod rehabilitacije parcijalne bezubosti mobilnim protetskim radom.



Slika 3. Metalna osnova djelomične proteze izrađena metodom laserskog taljenja. Preuzeto s dopuštanjem autora: izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić

4.2. Krunice i mostovi

Precizan marginalni i unutarnji dosjed dva su najvažnija kriterija za osiguravanje kliničkog uspjeha zubnih restauracija. Biološki uzroci češći su razlog neuspjeha od mehaničkih uzroka. Manje rubne pukotine povoljno djeluju na zdravlje parodontnih tkiva i dovode do manje iritacije gingive i ispiranja cementa poboljšavajući klinički ishod i dugovječnost rada (17).

Tradicionalna tehnika izrade metalne osnove fiksnih protetskih radova tehnika je navoštavanja i lijevanja metala. U okviru takvog načina izrade moguće su pogreške koje uključuju izobličenje uzorka voska, nepravilnosti u lijevanom metalu, složen postupak i dugotrajnu obradu. Direktno metalno lasersko sinteriranje (DMLS) olakšava laboratorijski postupak i štedi vrijeme, osobito u izradi više fiksnih radova odjednom, čime se na istom postolju paralelno može 3D ispisivati više radova. Krunice izrađene takvom metodom ipak pokazuju nešto veću rubnu pukotinu u odnosu na

one izrađene glodanjem ili tradicionalnim načinom, no ta vrijednost ne prelazi 100 μm i smatra se klinički prihvatljivom (17, 34).

Nije dokazana razlika u otpornosti obložne keramike na pucanje kod krunica čija je kobalt-krom metalna osnova izrađena 3D ispisom u odnosu na tradicionalno rađene metal-keramičke krunice (35).



Slika 4. Metalna osnova mosta i radni model ispisani 3D tehnologijom. Preuzeto s dopuštanjem autora: izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić

4.3. Dentalna implantologija

Individualni dentalni implantati te protetski radovi nošeni implantatima mogu se uspješno izrađivati tehnologijom laserskog taljenja te metodom *Selective Electron Beam Melting* (SEBM). Porozna površina tako dobivenih titanskih implantata pospješuje oseointegraciju koja je jedna od najbitnijih stavki u procjeni uspješnosti implantološke rehabilitacije (36). Legure titana osnovni su

materijal u izradi dentalnih implantata i protetskih radova nošenih implantatima, a mogu se obrađivati i glodanjem i 3D ispisom (37). Fiksne konstrukcije na implantatima izrađene 3D ispisom pokazale su in vitro dobra mehanička svojstva, dosjed te zadovoljavajuće naprezanje na same implantate pri usporedbi s konvencionalno rađenim protetskim radovima, ali se i dalje prednost daje subtrakcijskim tehnikama izrade. Iako obećavajuća metoda, 3D ispis i dalje zahtijeva dodatna klinička istraživanja kako bi postao metoda izbora pri izradi ovakvih protetskih radova (37).

Na temelju CBCT snimke frakturiranog zuba prije njegove ekstrakcije moguće je digitalno dizajnirati individualni implantat i pripremiti za izradu direktnim metalnim laserskim sinteriranjem (DMLS). Tako izrađeni implantat postavlja se u istu ekstrakcijsku alveolu. CBCT snimkom frakturiranog zuba u kosti dobivaju se parametri kao što su duljina i promjer budućeg implantata te odnos s kosti. U tom se slučaju osobito ističu prethodno navedene karakteristike novijih titanskih materijala poput površinske hrapavosti koja dodatno pospješuje oseointegraciju takvih 3D ispisanih implantata (16).

5. DIGITALNI TIJEK IZRADE MOBILNOG PROTETSKOG RADA

Tri su osnovna koraka pri digitalnoj izradi mobilnog protetskog rada: prikupljanje podataka, dizajniranje rada u programu te strojna izrada.

Korak koji se ipak ne bi trebao preskočiti u digitalnom protoku jest analogno uzimanje alginatnih otisaka kako bi se na dijagnostičkom modelu mogao isplanirati budući rad prije nego što se započne eventualna preparacija nekih od zuba. Ako se planira izrada kombiniranog fiksno-mobilnog protetskog rada, potrebna je preparacija zuba nosača nakon koje slijedi prikupljanje informacija o situaciji u ustima te prijenos istih u računalni program (2).

5.1. Prikupljanje podataka

Današnja dentalna medicina, osim analognim načinom prikupljanja informacija iz usne šupljine uz pomoć otisaka, koristi se i intraoralnim te ekstraoralnim skenerima. Skeneri su elektronički uređaji koji prikupljaju podatke s površine objekta kako bi stvorili digitalnu trodimenzionalnu sliku istoga.

Intraoralnim skenerima nastoji se eliminirati klasično uzimanje otisaka i povećati ugodu pacijentu, olakšati prijenos informacija između kliničara, dentalnog laboratorija i pacijenta uz smanjenje svih potencijalnih problema koji se mogu javiti pri deformaciji otisnog materijala. Dok skener prikuplja informacije s pojedinih isječaka zubnog luka, računalo preklapa skenirane dijelove i tvori cjelinu. Na preciznost takvih prikaza utječu vrsta i kvaliteta skenera koji se koristi, spretnost doktora dentalne medicine, prisutnost sline i krvi te okolnih struktura kao što su obrazi i jezik (2). U izradi mobilnih protetskih radova osim informacija o tvrdim zubnim tkivima, vrlo važna je i informacija o rezilijenciji sluznice. Budući da intraoralno skeniranje ne koristi kontaktnu tehnologiju, nije se pokazalo uspješnim u izradi djelomičnih proteza za Kennedy klasu I i II, dok se može primijeniti kod rehabilitacije Kennedy klase III (38).

Ekstraoralnom skeniranju prethodi analogno uzimanje otisaka pacijentu te daljnji tijek može uključivati ili skeniranje otiska ili izlivanje otiska te zatim skeniranje sadrenog modela. Ekstraoralni skeneri mogu biti kontaktni ili optički, pri čemu kontaktni prenose informacije o površini modela dodirujući model i šaljući informacije u računalo, a optički za isto koriste lasere ili svjetlo u skeniranju. Budući da ne zahtijevaju fizički kontakt, gustoća i tvrdoća objekta ne utječe na optičke skenere. Također, optički skeneri brži su od kontaktnih skenera. Na kontaktne skenere ne utječu optičke karakteristike površine predmeta poput površinskog sjaja i svjetline, ali na njih

moгу utjecati njihove fizičke karakteristike. Primjerice, skeniranje silikonskog otiska moglo bi dovesti do deformacije površine uzrokovane udarom sonde na površini otiska, što bi utjecalo na točnost prikaza (39).

Dva su položaja moguća pri određivanju međučeljusnih odnosa u izradi protetskih radova, a to su maksimalna interkuspidacija i centrična relacija. Radovi kojima se u potpunosti mijenja horizontalan odnos između gornje i donje čeljusti u položaj centrične relacije izrađuju se u slučaju postojanja trenutne patološke maksimalne interkuspidacije koja izaziva temporomandibularne poremećaje, kod nedostatka potpornih zona, u izradi djelomičnih proteza bez postojanja potpornih zuba te u izradi potpunih proteza. Kada je informaciju o položaju centrične relacije potrebno prenijeti u softver prije strojne izrade rada, moguće je izraditi jig od termoplastičnog materijala u ustima u području sjekutića i dovesti mandibulu u položaj centrične relacije. Na stražnje se zube postavlja materijal za okluzalnu registraciju, a najčešće je riječ o brzostvrdnjavajućem silikonskom materijalu. Registrat se stražnjih zubi nakon stvrdnjavanja obrezuje do razine vrha bukalnih kvržica kako bi se cijele bukalne plohe zubi mogle nesmetano skenirati (40).

Kada je riječ o potpunoj bezubosti, a izrađuje se potpuna proteza digitalnim načinom, međučeljusne odnose moguće je odrediti uz pomoć posebno dizajnirane konfekcijske centrične žlice (*centric tray*). Pacijentu se odrede dvije točke, jedna na vrhu nosa, a druga na bradi, te ga se dovede u položaj fiziološkog mirovanja. Udaljenosti između dvije nacrtane točke u položaju fiziološkog mirovanja oduzme se 2-4 milimetra kako bi se dobila željena vertikalna dimenzija. Zatim se na centričnu žlicu s njezine gornje i donje strane postavlja otisni materijal u obliku potkove. Pacijent grize u takvu žlicu do spajanja čeljusti tako da je razmak između dvije nacrtane točke jednak određenoj vertikalnoj dimenziji. Skenirana žlica i otisci bezubih čeljusti omogućuju provizornu trodimenzionalnu orijentaciju modela u virtualnom artikulatoru kao što je u ustima pacijenta. Konačni međučeljusni odnosi određuju se nakon funkcijskog otiska u individualnoj žlici, kao i u konvencionalnom načinu izrade proteza. 3D ispisom ili glodanjem izrađuju se zagrizne šablone koje imaju utore za gnatometar kojim se metodom gotskog luka mandibula vodi u položaj centrične relacije (41). Položaj gornje čeljusti u odnosu na bazu lubanje moguće je prenijeti novijom generacijom obraznih lukova koji uz pomoć optičkih skenera ugrađenih u vlastitu konstrukciju bilježe željene parametre koji uključuju i lateralne kretnje mandibule te informacije digitalno šalju u digitalni laboratorij kako bi tehničar u softveru što preciznije mogao odrediti trodimenzionalni položaj modela u virtualnom artikulatoru. Danas je, ipak, još uvijek manjak kliničkih istraživanja

koja potvrđuju dugoročnu uspješnost takve metode, ali brzi razvoj tehnologije otvara mogućnosti za nova saznanja s tog područja.

Trenutačno dostupne tehnologije 3D ispisa ipak nisu dovoljno razvijene da bi povezale složenu metalnu osnovu s polimernim materijalom koji se koristi za izradu ostatka osnove proteze i zubi, stoga se sve osim metalne osnove djelomične proteze izrađuje konvencionalnim načinom, pa se i međučeljsni odnosi određuju analognim putem nakon završene izrade metalne osnove.

5.2. Dizajniranje

Nakon što se skeniranjem informacije prenesu u računalo, ono tvori stereolitografski dokument (*STL - Standard Tessellation Language*) koji sadrži sav prikaz informacija tog pacijenta. Posebni programi koriste se za obradu tih podataka i dizajniranje budućeg rada na virtualnom modelu.

Pri izradi mobilnog protetskog rada određivanje smjera uvođenja buduće proteze jedan je od prvih laboratorijskih koraka. U analognom radu za to se koristi paralelometar, pri čemu se za svaki zub uključen u izradu određuje najpovoljniji smjer uvođenja i mjeri potkopanost. Digitalni paralelometar automatski određuje najpovoljniji smjer uvođenja i koristeći različite boje čija se vrijednost očitava na skali, prikazuje kolika je potkopanost na kojem zubu. Potkopani prostori virtualno se popunjavaju i na temelju toga se određuje položaj buduće kvačice. Ovakav način štedi puno vremena koje je potrebno tehničaru da to napravi konvencionalnim načinom.

Budući da je pojedina područja sluznice, primjerice *rugae palatinae*, potrebno rasteretiti od pritiska budućeg protetskog rada, na njih se u programu dodaje tanak sloj virtualnog voska kako bi osnova proteze lagano odvojala od tog dijela.

Sljedeći korak uključuje označavanje granica sedla proteze, velikih i malih spojki, kvačica, upirača, pričvrstaka te prilagođavanje njihove debljine.

Kad je cijela osnova buduće proteze dizajnirana, na nju se dodaju držači koji je fiksiraju tijekom izrade. Postavljaju se na što deblje dijelove konstrukcije zbog potencijalnog loma u fazi 3D ispisa ili glodanja (11). Vrijeme potrebno za dizajniranje metalne osnove jednog mobilnog protetskog rada ovisi o digitalnom tehničaru i njegovoj spretnosti, no smatra se kraćim od onog potrebnog za konvencionalnu izradu (2).

U slučaju 3D ispisa, potrebno je rad virtualno podijeliti na slojeve po kojima će se ispisivati, a debljina sloja ovisi o primjenjivanoj tehnici ispisa. Obično je riječ o slojevima od 20 do 100 μm , a čestice metalnog praha koje se koriste pri izradi veličine su od 25 do 45 μm (2, 11).

5.3. Strojna izrada

STL dokument sa svim informacijama o dizajniranom radu šalje se prema uređaju za strojnu izradu. Metalna osnova protetskog rada u ovoj fazi može se izraditi direktnim načinom ili indirektnim (42).

Direktni način odnosi se na metode laserskog taljenja i laserskog sinteriranja metalnog praha kada se izravno izrađuje metalna osnova. Nakon što 3D ispis završi, provodi se dodatna toplinska obrada po uputama proizvođača uređaja za strojnu obradu kako bi metal poprimio što bolja mehanička svojstva. Preostali neiskorišteni metalni prah može se koristiti u budućoj izradi čime se štedi utrošak materijala i povećava efikasnost. Konačno, provjerava se dosjed metalne osnove na modelu koji može biti ili klasični sadreni model ili digitalno izrađeni polimerni model.

Ako su metode izbora za strojnu izradu stereolitografija, direktna svjetlosna obrada ili glodanje, govori se o indirektnom načinu izrade jer se dizajnirana osnova djelomične proteze prvo izrađuje u vosku ili smolastom materijalu (26). Prototip služi u daljnjoj konvencionalnoj izradi koja uključuje ulaganje takve osnove djelomične proteze u uložni materijal te lijevanje metala da bi se dobila konačna metalna osnova. U slučaju aditivne izrade, naknadna obrada prototipa od smole uključuje uklanjanje ostataka vlažne smole na površini uranjanjem u otapalo, a zatim završnim stvrdnjavanjem u UV pećnici da potpuno očvrstne i dobije strukturnu cjelovitost (2, 42). Prototip se, ako je potrebno, može isprobati u ustima pacijenta.

Metalna osnova izrađena direktnom ili indirektnom tehnikom završno se polira uporabom rotirajućih nastavaka i elektropoliranjem. Nakon toga se šalje u ordinaciju gdje se isprobava dosjed u ustima pacijenta te se u idućim koracima određuju međučeljusni odnosi i boja zuba kao i u tradicionalnom protokolu izrade protetskog rada. Tehničar zatim analogno postavlja zube uporabom voštanih šablona te izrađuje akrilatni dio proteze.

Tehnologija laserskog taljenja najčešća je metoda 3D ispisa metalnih dijelova protetskih radova te je brza, precizna i učinkovita, a pritom daje i zadovoljavajuću kvalitetu u kliničkom radu. Preciznost joj je vrlo visoka s mogućnošću izrade radova s detaljima od 20 μm (43). Za razliku od subtrakcijskih metoda poput glodanja, 3D ispisom moguće je dobiti radove složenije geometrije. Glodanje je ograničeno na izradu manjih radova veličinom blokova materijala koji se koriste, dok se 3D ispisom mogu izrađivati veći radovi kao što su veće maksilofacijalne proteze (44).

Iako ima visoku početnu cijenu zbog nabave cijele opreme, aditivna tehnologija izrade dugoročno se smatra isplativom jer se njome štedi vrijeme, potrošnja materijala, a 95 – 98 % materijala koji nije iskorišten u jednom ciklusu 3D ispisa moguće je iskoristiti pri sljedećem ispisu (4, 11). Pasivna priroda izrade bez primjene pritiska na objekt koji se ispisuje omogućuje 3D pisačima ispis radova s prikazom vrlo sitnih detalja (4). Digitalne metode smanjuju vrijeme potrebno za izradu složenih radova jer omogućuju bržu i jednostavniju modelaciju konstrukcije proteze u digitalnom programu u odnosu na kompliciranu tradicionalnu proceduru (2). Osim toga, paralelno se može 3D ispisivati više radova što povećava produktivnost same izrade.

Digitalni dizajn pohranjuje se u računalu te ako dođe do oštećenja proteze, jednostavno je napraviti novu strojnom izradom jer tehničar već ima sve informacije o tom pacijentu. Na taj način poboljšana je i olakšana komunikacija između doktora dentalne medicine i tehničara (2).

Trenutačnim nedostacima smatraju se visoki početni troškovi te još uvijek potrebna dodatna obrada ispisanih radova kako bi se poboljšala svojstva materijala. Tehnike 3D ispisa na površini pokazuju neželjeni efekt stepenica (*staircase effect*) i grubu površinu, što se javlja zbog slojevite prirode izrade tijekom 3D ispisa. Moguće ih je minimalizirati smanjenjem debljine slojeva za ispis kako bi se dobili što manji prijelazi među slojevima (4).

Aditivne tehnike danas su i dalje ograničene u izradi keramičkih struktura (cirkon i aluminij) zbog porozne strukture koja se dobiva 3D ispisom, a koju je potrebno dodatno obrađivati sinteriranjem čime dolazi do neželjene kontrakcije.

Strukturno gledano, metalni radovi ispisani laserskim taljenjem imaju homogeniju mikrostrukturu što im daje bolja mehanička svojstva kao što je otpornost na zamor materijala u odnosu na konvencionalno laboratorijski izrađene radove (45).

Lasersko taljenje dovoljno je precizno za izradu metalnih dentalnih implantata, ali ipak nedovoljno precizno za vezne elemente dentalnih implantata u čijoj izradi prednost ipak imaju metode glodanja (2).

Kvačice, koje služe kao retencijski elementi, dijelovi su mobilnih protetskih radova kod kojih su mehanička svojstva materijala od presudne važnosti. Retencijska snaga kvačica slabi tijekom uobičajene dnevne uporabe. Yager i suradnici uspoređivali su metalne kvačice izrađene SLM metodom 3D ispisa i one izrađene lijevanjem te su utvrdili da kobalt-krom legure rađene SLM-om imaju homogeniju strukturu s manjim česticama zrna ($\sim 5 - 80\mu\text{m}$) u usporedbi s lijevanom CoCr legurom ($200 - 300\mu\text{m}$). Manja veličina čestica u SLM procesu povećava savojnu čvrstoću legure (46).

Današnjim standardom u izradi djelomičnih proteza smatra se metalna osnova jer su metalni retencijski elementi pokazali bolju retenciju i otpornost na lom u odnosu na nemetalne (33).

Kada se govori o digitalnoj izradi djelomične proteze, u prvom je redu riječ o izradi osnove takve proteze. Postavu zuba i izradu estetskog dijela proteze i dalje je potrebno napraviti manualno uz primjenu voska koji se u konačnoj fazi zamjenjuje akrilatom. To ograničenje otvara prostor za razvoj novih tehnika kojima bi se osnova proteze i zubi mogli povezati u jedno bez obzira na različite materijale koji se koriste u njihovoj izradi (2).

Arnold i suradnici uspoređivali su četiri metode izrade osnove djelomične proteze: konvencionalni način ulaganja i lijevanja, direktno glodanje metala, indirektno glodanje polimernog prototipa, direktan 3D ispis selektivnim laserskim taljenjem. Također, mjerili su vertikalna i horizontalna odstupanja osnove na modelima. Došli su do zaključka da je najprecizniji dosjed imala osnova izrađena direktnom tehnikom glodanja, dok je 3D ispis dao najveća odstupanja (26). Ipak, glodanje se ne smatra metodom izbora u izradi složenih konstrukcija kao što je metalna osnova djelomične proteze jer freze ne mogu učinkovito obraditi sva potkopana područja takvog rada. Glodanje tvrdog materijala kao što je CoCr legura ubrzano troši freze za glodanje te je velika potrošnja materijala koji nije dio izrađivanog protetskog rada.

U vrijeme digitalne tehnologije mogućnosti izrade protetskih radova proširene su od tradicionalnih laboratorijskih metoda prema računalnoj strojnoj izradi. Time se nastoji olakšati složena laboratorijska izrada te povećati preciznost standardiziranim procesima izrade. CAD/CAM tehnologija objedinjuje aditivne i subtrakcijske metode kojima se računalno dizajnirani protetski rad izrađuje u strojnoj CAM jedinici, bilo da je riječ o 3D ispisu ili glodanju. Iako datira još iz 80-ih godina 20. stoljeća, 3D ispis tek se zadnjih godina počeo intenzivnije koristiti u dentalnoj medicini. Osnovni materijali koji se koriste jesu metali i polimeri, pri čemu je od metala najzastupljenija legura kobalta i kroma. Povećana produktivnost, visoka preciznost i jednostavnija izrada složenih mobilnih protetskih radova kao što su djelomične proteze omogućuju uspješnu izradu takvih radova 3D ispisom, što je potvrđeno i u kliničkom radu. Ograničavajući faktor u današnjim tehnikama 3D ispisa nemogućnost je spajanja metalnih osnova s obložnim estetskim materijalom, što još uvijek zahtijeva dovršavanje takvih radova konvencionalnim manualnim načinom. Taj problem otvara prostor za razvoj tehnike čiji će brzi napredak zasigurno naći odgovarajuće rješenje u idućim godinama. Sadašnji brzi razvoj digitalne dentalne medicine vjerno opisuje izjava poljsko-britanskog filozofa Zygmunta Baumana koji današnjicu opisuje kao „tekuću stvarnost“ u kojoj se sve stalno mijenja pod našim nogama i nema čvrstih referenci na koje se možemo osloniti.

1. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559–70.
2. Tamimi F, Hirayama H. Digital Restorative Dentistry A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures. Vol. 7, *Stomatology Edu Journal.* 2020. 72 p.
3. Rudd RW, Rudd KD, Colorado Springs D, Antonio S. A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture: Part I *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY* 251. 2001;(September):251–61.
4. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26(2):156–63.
5. Noort R Van, Cam CAD. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2011;28(1):3–12.
6. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015;219(11):521–9.
7. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016;32(1):54–64.
8. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyp J.* 2009;15(3):216–25.
9. Osman R, Alharbi N, Wismeijer D. Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? *Int J Prosthodont.* 2017;30(2):182–8.
10. Ebert J, Özkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss Ö, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res.* 2009;88(7):673–6.
11. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy M Al, 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(4):303–12.
12. Sames WJ, List FA, Pannala S, Dehoff RR, Babu SS. The metallurgy and processing science of metal additive manufacturing. *Int Mater Rev.* 2016;61(5):315–60.
13. Alageel O, Abdallah MN, Alsheghri A, Song J, Caron E, Tamimi F. Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2018;106(3):1174–85.
14. Ohkubo C, Sato Y, Nishiyama Y, Suzuki Y. Titanium removable denture based on a one-

- metal rehabilitation concept. *Dent Mater J.* 2017;36(5):517–23.
15. Khaing MW, Fuh JYH, Lu L. Direct metal laser sintering for rapid tooling: Processing and characterisation of EOS parts. *J Mater Process Technol.* 2001;113(1–3):269–72.
 16. Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: Selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(7):858–62.
 17. Kim MJ, Choi YJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Marginal accuracy and internal fit of 3-D printing laser-sintered Co-Cr alloy copings. *Materials (Basel).* 2017;10(1):1–13.
 18. Rokaya D, Srimaneepong V, Sapkota J, Qin J, Siraleartmukul K, Siriwongrungson V. Polymeric materials and films in dentistry: An overview. *J Adv Res.* 2018;14:25–34.
 19. Turner BN, Strong R, Gold SA. A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid Prototyp J.* 2014;20(3):192–204.
 20. Rahaman MN, Day DE, Sonny Bal B, Fu Q, Jung SB, Bonewald LF, et al. Bioactive glass in tissue engineering. *Acta Biomater.* 2011;7(6):2355–73.
 21. Elomaa L, Kokkari A, Närhi T, Seppälä J V. Porous 3D modeled scaffolds of bioactive glass and photocrosslinkable poly(ϵ -caprolactone) by stereolithography. *Compos Sci Technol.* 2013;74:99–106.
 22. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater.* 2013;29(7):e91–6.
 23. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235–42.
 24. Müller F, Naharro M, Carlsson GE. What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(SUPPL. 3):2–14.
 25. Nakata T, Shimpo H, Ohkubo C. Clasp fabrication using one-process molding by repeated laser sintering and high-speed milling. *J Prosthodont Res.* 2017;61(3):276–82.
 26. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):586–92.
 27. Lee JW, Park JM, Park EJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Accuracy of a digital removable partial denture fabricated by casting a rapid prototyped pattern: A clinical study. *J Prosthet*

- Dent. 2017;118(4):468–74.
28. 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(1):156.e1-156.e7.
 29. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):85–8.
 30. Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S, Nomura N. Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1441–7.
 31. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-Part I: Definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* 2014;58(1):3–10.
 32. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont.* 2016;25(7):580–4.
 33. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater.* 2012;28(3):273–8.
 34. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):909-13.
 35. Hama Suleiman S, Vult Von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1280–9.
 36. Mangano F, Mangano C, Piattelli A, Iezzi G. Histological Evidence of the Osseointegration of Fractured Direct Metal Laser Sintering Implants Retrieved after 5 Years of Function. *Biomed Res Int.* 2017;2017:4–6.
 37. Barbin T, Velôso DV, Del Rio Silva L, Borges GA, Presotto AGC, Barão VAR, et al. 3D metal printing in dentistry: An in vitro biomechanical comparative study of two additive manufacturing technologies for full-arch implant-supported prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;108(December 2019).
 38. Kattadiyil MT, Mursic Z, Alrumaih H, Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft

- tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):444–8.
39. González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradiés G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent.* 2016;116(4):543-550.e1.
40. Waldecker M, Leckel M, Rammelsberg P, Bömicke W. Fully digital fabrication of an occlusal device using an intraoral scanner and 3D printing: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):576–80.
41. Qu F, Du X, Liu WC. 3D-printed custom trays with a Gothic arch for centric relation recording and definitive impression making for complete dentures: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):32–6.
42. Wu J, Wang X, Zhao X, Zhang C, Gao B. A study on the fabrication method of removable partial denture framework by computer-aided design and rapid prototyping. *Rapid Prototyp J.* 2012;18(4):318–23.
43. Dzhendov D, Dikova T. Application of selective laser melting in manufacturing of fixed dental prostheses. *J IMAB - Annu Proceeding (Scientific Pap.* 2016;22(4):1414–7.
44. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;2014.
45. Almufleh B, Emami E, Alageel O, de Melo F, Seng F, Caron E, et al. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):560-567.e1.
46. Yager S, Ma J, Ozcan H, Kilinc HI, Elwany AH, Karaman I. Mechanical properties and microstructure of removable partial denture clasps manufactured using selective laser melting. *Addit Manuf.* 2015;8:117–23.

Josipa Ostojećić rođena je 17. 3. 1996. godine u Slavanskom Brodu. Nakon završenog osnovnoškolskog i gimnazijskog obrazovanja upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu 2014. godine. Tijekom fakultetskog obrazovanja članica je prvog pjevačkog zbora Stomatološkog fakulteta Z(u)bor te Studentske sekcije za protetiku. 2018. godine dobiva Rektorovu nagradu za društveno koristan rad u akademskoj i široj zajednici kao članica zbora Z(u)bor. Tijekom studija bila je demonstrator na kolegiju Pretklinička i laboratorijska fiksna protetika. Od 2017. do 2019. godine aktivno sudjeluje u organizaciji Simpozija studenata dentalne medicine (SSDM) s predavanjima „Stress breakers – kako distribuirati sile na protetskih radovima“ i „Je li stiglo vrijeme digitalizacije mobilne protetike“ te radionicom „Suvremeni otisni postupci“. 2019. godine objavljuje članak u studentskom časopisu Sonda. U sklopu *European Visiting Programa* (EVP) 2019. godine odlazi na jednotjednu razmjenu u Bukurešt. Na posljednjoj godini studija radi kao asistentica u privatnoj ordinaciji dentalne medicine.