

# Primjena tehnologije 3D gradnje u fiksno protetičkoj terapiji

---

**Marinović, Angela**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**2023**

*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:127:891300>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-02-27**



*Repository / Repozitorij:*

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





Sveučilište u Zagrebu  
Stomatološki fakultet

Angela Marinović

# **PRIMJENA TEHNOLOGIJE 3D GRADNJE U FIKSNOPROTETIČKOJ TERAPIJI**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2023.

Rad je ostvaren u: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

Mentor rada: izv. prof. dr. sc. Joško Viskić, dr. med. dent., Zavod za fiksnu protetiku, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Dubravka Kruljac, prof. hrvatskog jezika i književnosti

Lektor engleskog jezika: Alenka Taslak, prof. engleskog i njemačkog jezika i književnosti

Rad sadrži: 35 stranica

1 tablicu

0 slika

Rad je vlastito autorsko djelo 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 su izvorni doprinos autora diplomskoga 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**

Zahvaljujem svome mentoru, izv. prof. dr. sc. Jošku Viskiću, na susretljivosti i pomoći tijekom izrade ovoga rada, kao i na svem prenesenom znanju.

Hvala mojoj obitelji na neizmjerljivoj ljubavi, velikom razumijevanju, bezrezervnoj podršci i apsolutnoj pozitivnosti koja me pratila tijekom cijelog školovanja.

Hvala dragim kolegama i prijateljima što su cijeli ovaj put proživjeli sa mnom, na svakom razgovoru, pruženom savjetu i potpori, a najviše na smijehu koji bi uvijek sve osvijetlio.

# PRIMJENA TEHNOLOGIJE 3D GRADNJE U FIKSNOPROTETIČKOJ TERAPIJI

## Sažetak

3D gradnja pojam je koji označava izradu trodimenzionalnog objekta prethodno dizajniranog CAD programom, primjenom 3D pisača čiji se rad pak zasniva na slojevanju materijala. Načelno, ovaj se način izrade odlikuje preciznošću, učinkovitošću, uštedom materijala i dobrom brzinom, no s druge strane, cijena opreme, diskutabilni opseg naknadne obrade te učestala potreba za izradom potpornih struktura, u određenim okolnostima limitiraju mogućnost primjene istog.

Aditivne tehnologije sve su prisutnije u dentalnoj medicini, a napose u protetici. Ponajviše se primjenjuju: stereolitografija, digitalna svjetlosna obrada, *powder bed fusion* tehnologije (SLS, SLM, DMLS, EBM), *PolyJet*, fuzijsko depozicijsko modeliranje i tehnologija tiskanja veziva na materijale. Primjena 3D ispisa u okviru fiksno protetičke terapije u prvom se redu očituje u izradi modela, privremenih nadomjestaka, wax-upa, silikonskog ključa i mock-upa te krunica i mostova. Materijali kojima se potonji izrađuju jesu metali, polimeri i keramike.

Strelovit razvoj tehnologije 3D gradnje odrazio se na terapijske postupke u stomatologiji - uvelike su se ubrzali i pojednostavili te time postali podnošljiviji pacijentima, ali i terapeutima. Unatoč tome što je znatnija primjena 3D ispisa u ovoj grani industrije otpočela tek nedavno, vremenom će se zasigurno samo širiti, a postojeći nedostaci postepeno će se eliminirati.

**Ključne riječi:** aditivne tehnologije, fiksna protetika, 3D gradnja, 3D pisači

# APPLICATIONS OF 3D-PRINTING TECHNOLOGIES IN FIXED PROSTHODONTIC TREATMENT

## Summary

3D printing is the process of creating a three-dimensional solid object previously designed in a CAD program by successively depositing material layer by layer using a 3D printer device. This type of manufacturing process is generally characterized by its precision, efficiency, high material utilization, and good production speed. But, on the other hand, the expense of equipment, the challenges of post-processing, and the necessity for support structures may in certain circumstances limit its application.

Additive manufacturing technologies have become increasingly popular in clinical dentistry, particularly in prosthodontics. Stereolithography, digital light processing, powder bed fusion (SLS, SLM, DMLS, EBM), *PolyJet*, fusion deposition modeling, and binder jetting are among the most commonly used methods. 3D printing offers a lot when it comes to fixed prosthodontic treatment - manufacturing of casts, interim restorations, wax-ups, silicone indexes, mock-ups, crowns, and bridges. 3D printing in dentistry primarily utilizes materials such as metals, ceramics, and polymers.

The rapid development of 3D printing technologies has significantly affected the provision of dental procedures by simplifying treatments and reducing the time required. As a result, these procedures have become more manageable for both patients and therapists. While the growth of additive manufacturing in dentistry has started only recently, the trend is guaranteed to continue. In the course of time, this industry will surely overcome its current challenges and obstacles.

**Key words:** additive manufacturing, fixed prosthodontics, 3D printing, 3D printers

## SADRŽAJ

|  |    |
|--|----|
| 1. UVOD.....   | 1  |
| 1.1. CAD/CAM tehnologija.....                                    | 2  |
| 2. TEHNOLOGIJE 3D GRADNJE.....                                   | 4  |
| 2.1. Podjela .....   | 5  |
| 2.2. Fotopolimerizacija materijala u komori .....                | 5  |
| 2.3. Ispisivanje mlazom fotopolimera.....                        | 6  |
| 2.4. Tehnologija tiskanja veziva na materijale.....              | 7  |
| 2.5. <i>Powder bed fusion</i> tehnologija.....                   | 7  |
| 2.6. Tehnologija ekstruzije materijala .....                     | 9  |
| 3. MATERIJALI.....   | 11 |
| 3.1. Metali.....   | 12 |
| 3.2. Polimeri.....   | 13 |
| 3.3. Keramike.....   | 14 |
| 3.4. Završna obrada .....  | 16 |
| 4. PRIMJENA 3D GRADNJE U FIKSNOPROTETIČKOJ TERAPIJI.....         | 17 |
| 4.1. Modeli.....   | 18 |
| 4.2. Privremeni nadomjesci .....                                 | 19 |
| 4.3. Dijagnostičko navoštavanje, silikonski ključ i mock-up..... | 20 |
| 4.4. Krunice i mostovi.....                                      | 20 |
| 5. RASPRAVA .....  | 22 |
| 6. ZAKLJUČAK .....   | 25 |
| 7. LITERATURA .....  | 27 |
| 8. ŽIVOTOPIS.....  | 34 |

## Popis skraćenica

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

ABS - akrilonitril butadien stiren

BJ – tehnologija tiskanja veziva na materijale (engl. *binder jetting*)

CAD/CAM – engl. *computer aided design/computer aided manufacturing*

DLP – digitalna svjetlosna obrada (engl. *digital light processing*)

DMD - digitalni mikrozrcalni uređaj (engl. *digital micromirror device*)

DMLS – izravno lasersko sinteriranje metala (engl. *direct metal laser sintering*)

EBM – taljenje elektronskim snopom (engl. *electron beam melting*)

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

MJ – ispisivanje mlazom fotopolimera (engl. *material jetting*)

PA - poliamid

PBF – engl. *powder bed fusion*

PEEK – poli(eter-eter-keton)

PJ – engl. *PolyJet*

PLA - polimer mliječne kiseline

PMMA - poli(metil-metakrilat)

PS - polistiren

SLA – stereolitografija (engl. *stereolithography*)

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

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

STL – engl. *standard tessellation language*

UV zraka – ultraljubičasta zraka (engl. *ultraviolet*)

µm - mikrometar



## 1. UVOD

Dentalna medicina rapidno se razvija shodno nezaustavljivoj digitalnoj revoluciji, što se očituje sve intenzivnijom primjenom računalnih tehnologija u radu, pojavom novih uređaja, ali i novih materijala. Posljedično tome, susrećemo se sa sve većim brojem CAD/CAM sustava (engl. *Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*), kojima se mogu prikupljati informacije, dizajnirati i izrađivati razni proizvodi – izrada može biti suptraktivna ili aditivna.

Aditivne tehnologije, poznate kao i 3D gradnja ili 3D ispis (engl. *3D print*), omogućuju stvaranje trodimenzionalnog objekta na osnovu CAD programskog zapisa. Princip rada 3D pisaača temelji se na gradnji u slojevima koji u suštini definiraju visinu budućeg objekta, odnosno njegovu z-os, dok su x-os i y-os objekta određene smjerom odlaganja gradivnog materijala.

Same početke 3D ispisa vežemo za rane 1980-e i Amerikanca Charlesa Hulla koji je prvi opisao stereolitografiju. Njegova tvrtka „*3D Systems*“ proizvela je prvi 3D pisaač – *Stereolithography apparatus*. Osim toga, Hull je kreirao i *standard tessellation language* (STL) „*stl*“ format, iznimno bitan za dizajn objekta i prijenos tih podataka do 3D pisaača (1).

Šira primjena 3D gradnje u industriji nastupa 1990-ih, i to naročito u elektroindustriji, medicini, zrakoplovnoj, građevinskoj i autoindustriji (2). Vremenom i većom zastupljenošću, 3D pisaači brže se razvijaju i usavršavaju – manjih su dimenzija i sve nižih cijena, jednostavniji za korištenje, a spektar materijala kojima mogu graditi se proširio. Svoju primjenu prije više od dvadeset godina našli su i u dentalnoj medicini, a osobito su prisutni u protetici, kirurgiji i ortodontiji.

Svrha je ovoga rada prikazati i usporediti različite tehnologije 3D gradnje, njihovu primjenu u okviru fiksno protetičke terapije te opisati materijale koji se pritom rabe.

## 1.1. CAD/CAM tehnologija

CAD/CAM označava računalno potpomognuti dizajn, odnosno računalno potpomognutu izradu, a sam akronim sugerira kako se sustav sastoji od dvije glavne jedinice – CAD i CAM. Uz navedeno, postoji i skener koji prikuplja geometrijske podatke o odabranom objektu i pretvara ih u 3D oblik.

Tijek izrade nadomjestka ovom tehnologijom je sljedeći – skenerom se prikupljaju podaci ili izravno u usnoj šupljini ili neizravno skenirajući fizički otisak ili već gotov model. Potom se

na temelju prikupljenih podataka CAD programom dizajnira model konačnog nadomjestka. Takav dizajn preveden u format STL datoteke, šalje se do jedinice za izradu. U posljednjoj fazi CAM jedinica subtrakcijskim ili aditivnim tehnikama izrađuje prethodno dizajnirani objekt (3). Ukoliko se primjenjuje subtrakcijska tehnika, konačan rad dobiva se glodanjem bloka od odabranog materijala, dok se pak 3D gradnjom isto postiže slojevanjem materijala – svaki sloj zapravo je tanki presjek objekta prethodno dizajniranog u CAD programu (4).

Jednostavnim korištenjem, kvalitetom, preciznošću, smanjenom potrošnjom materijala i brzinom izrade, CAD/CAM tehnologija našla je praktičnu primjenu u gotovo svim granama dentalne medicine, posebice u okvirima protetike (5).

## **2. TEHNOLOGIJE 3D GRADNJE**

## 2.1. Podjela

Nekoliko je kriterija po kojima se mogu kategorizirati tehnologije 3D gradnje. Prema normi ISO/ASTM 52900:2015(E) razlikujemo sedam skupina, no u dentalnoj medicini primjenjuju se postupci u okviru sljedećih pet (6):

- fotopolimerizacija materijala u komori (engl. *VAT Photopolymerisation*)
- ispisivanje mlazom fotopolimera (engl. *Material Jetting*)
- tiskanje veziva na materijale (engl. *Binder Jetting*)
- *powder bed fusion* tehnologija
- ekstruzija materijala (engl. *Material extrusion*).

## 2.2. Fotopolimerizacija materijala u komori

Za tehnologiju fotopolimerizacije materijala u komori karakteristična je primjena fotoosjetljivih smola koje se djelovanjem svjetlosnog zračenja formiraju i stvrdnjavaju (7). Ova svjetlosno polimerizirajuća tehnologija obuhvaća više podvrsta 3D gradnje, a u stomatologiji se rabe stereolitografija i digitalna svjetlosna obrada.

Stereolitografija (SLA) je prva komercijalno dostupna tehnologija 3D gradnje. Izuzetno je popularna i danas, vrlo je zastupljena i često korištena. Građu konvencionalnih SLA 3D pisaača čine tri osnovne jedinice: kadica koja služi kao rezervoar tekuće smole, pomična gradivna platforma koja uranja u prethodno navedenu kadicu i ultraljubičasti (UV) laser za selektivno stvrdnjavanje smole. Proces samog ispisa SLA tehnologijom zbiva se postupno, u slojevima. Na gradivnu platformu nanese se sloj fotosenzitivne smole, koja se zatim kontrolirano polimerizira djelovanjem UV lasera. Usmjeravanje laserskih zraka izvodi se tako što sustav leća fokusira snop laserske svjetlosti koji se potom malenim zrcalima točno usmjerava prema smoli koja se tad polimerizira (8). Nakon završene polimerizacije takvog sloja, gradivna se platforma spušta u kadicu i to za udaljenost jednaku debljini jednog sloja, a istodobno omogućuje prekrivanje prethodno nastalog sloja nepolimeriziranom smolom. Ovaj se zahvat ponavlja sve dok ispisani objekt ne zadobije odgovarajuću konačnu formu (8,9). Tada slijedi finalizacija izrade – platforma i novonastali rad podižu se iznad kadice, a preostali višak smole otječe. Kako bi se ostvarila dostatna polimerizacija nerijetko se naknadno u tu svrhu koriste UV pećnice (10).

Ova se tehnologija 3D gradnje odlikuje preciznošću, glatkim površinama konačnog proizvoda i iznimnom točnošću reprodukcije, a uz to moguće je simultano ispisivati više objekata. S druge strane, veliki nedostatak jest brzina ispisa (11).

Digitalna svjetlosna obrada je tehnologija 3D gradnje bliska stereolitografiji. Glavnu razliku među navedenim sustavima čine izvor svjetlosti te način polimerizacije tekućih smola. Sam proces 3D ispisa SLA i DLP tehnologijama može se podijeliti u tri faze – izlaganje svjetlosti, pomicanje gradivne platforme i ponovno nanošenje smole. Dok je izvor svjetlosti u SLA 3D pisaa UV laser, u slučaju DLP tehnologije rabe se izvori koji ne emitiraju nužno ultraljubičasto zračenje, nego češće oni u području vidljivog spektra zračenja – može se reći da su takvi izvori nešto konvencionalniji, a eklatantan primjer istog bila bi lučna svjetiljka (8). Kako bi se zrake svjetlosti usmjerile u željenom smjeru, DLP pisaa služe se digitalnim mikrozrcalnim uređajem (*digital micromirror device*, DMD). Naime, radi se o mikrosustavu sastavljenom od mnoštva zrcala mikronskih dimenzija, a funkcionira po sljedećem principu – svako zasebno mikrozrcalo reflektira svjetlost iz izvora prema fotosenzitivnoj smoli te se pritom rotira kako bi se dobio željeni kut refleksije – prema tome, jedno mikrozrcalo odgovara jednom pikselu slike (12). Analogno tome, postignuta rezolucija slike razmjerna je broju mikrozrcala u DMD-u, dok razlučivost površine samog rada uglavnom uvjetuje debljina ispisanih slojeva – što je sloj tanji, razlučivost je veća. Upravo zahvaljujući DMD sustavu, polimerizacija svakog sloja ostvaruje se samo jednim izlaganjem svjetlosnom zračenju, a uzevši u obzir da u SLA tehnologije skener usmjerava UV zrake koje potom polimeriziraju tek točku po točku sloja smole, uviđa se velika prednost DLP pisaa u brzini ispisa (13). Kako bi se osigurala zadovoljavajuća preciznost gradnje DLP sustavima, ispisani objekti ne smiju biti veći od unaprijed određenih dimenzija, što ograničava mogućnost njihove uporabe (11).

### **2.3. Ispisivanje mlazom fotopolimera**

Tehnologija ispisivanja mlazom polimera, danas možda poznatija i kao *PolyJet* (prema nazivu prvog patenta u domeni *material jetting* (MJ) tehnologije), ubraja se u injekcijske vrste 3D gradnje. Gradnja MJ pisaa izvodi se u slojevima, a u suštini se ostvaruje polimerizacijom fotosenzitivnih materijala koji se prethodno nanose na gradivnu platformu.

Građu *PolyJet* pisaa čini više ispisnih glava, izvor ultraljubičaste svjetlosti, gradivna platforma, valjak za poravnanje materijala i potporne strukture. Jedna se ispisna glava sastoji od mreže stotina mlaznica, pomiče se u smjerovima x i y osi te nanosi sloj fotosenzitivnog

materijala koji se zatim poravnava valjkom, a gradivna platforma na kojoj se navedeno odvija, paralelno biva zagrijavana UV svjetlošću kako bi svaki sloj fotopolimera očvrstnuo gotovo odmah po izbacivanju na podlogu. Nakon ispisivanja prvog sloja, gradivna se platforma spušta za debljinu jednog sloja i time započinje gradnja sljedećeg (14).

Ovim načinom ispisa omogućen je simultani rad nekoliko ispisnih glava, a kao rezultat toga, radovi se mogu izgrađivati različitim materijalima, u više boja što u konačnici rezultira i drugačijim svojstvima. Nadalje, kvaliteta završnog proizvoda veoma je visoka – glatke je površine, bez potrebe za obimnijom završnom obradom budući da su debljine slojeva vrlo male. Potporne strukture, iako potrebne u gradnji ove vrste, jednostavne su za rukovanje te prilikom uklanjanja ne uzrokuju oštećenja ispisanog objekta (11).

#### **2.4. Tehnologija tiskanja veziva na materijale**

Tehnologija tiskanja veziva na materijale (engl. *Binder Jetting*) aditivna je tehnologija zasnovana na principu povezivanja čestica praha preko veziva, nanošenog sloj po sloj *ink-jet* mlaznicama. Slojevi praha i veziva izmjenjuju se dočim se ne dobije objekt ispisan u cijelosti (14). BJ 3D pisac čine valjak za nanošenje praha, rezervoar praškastog materijala, gradivna platforma, rezervoar vezivnog sredstva i ispisna glava. Ispis BJ tehnologijom započinje nanošenjem tankog sloja praha valjkom na gradivnu platformu iz pripadajućeg rezervoara, potom ispisne glave deponiraju vezivo na unaprijed određena područja praha te na tim mjestima dolazi do međusobnog vezanja čestica praha (15). Završetkom ispisa jednog sloja, gradivna se platforma spušta, a valjak na prethodno ispisani sloj nanosi idući sloj praha. Ovaj se postupak ponavlja sve dok se objekt ne izgradi u potpunosti, a potom slijede postupci daljnje obrade koji se razlikuju ovisno o korištenom materijalu (16).

BJ pisacima mogu se graditi objekti od različitih materijala (metali, polimeri, keramike) i kombinacija prah-vezivo, a brzina samog ispisa je zadovoljavajuća. Glavni je nedostatak BJ tehnologije ispisa izrazita poroznost i shodno tome, slabija mehanička svojstva (17).

#### **2.5. Powder bed fusion tehnologija**

Temeljni mehanizam rada PBF tehnologije jest spajanje čestica praškastog materijala uz izvor topline. U okviru PBF tehnologije ovisno o izvoru topline i korištenom materijalu razlikujemo više podvrsta tog tipa 3D gradnje – selektivno lasersko sinteriranje (SLS), selektivno lasersko

taljenje (SLM), taljenje elektronskim snopom (EBM) i izravno lasersko sinteriranje metala (DMLS) (1).

U PBF tehnologiji gradnje primjenjuju se pisači koje čine tri glavne komponente: sustav za nanošenje praškastog materijala (rezervoar i valjak), gradivna platforma i izvor topline. Visokoenergetski laser rabi se kao izvor topline kod SLS, SLM i DMLS tehnologije, dok u taljenja elektronskim snopom tu zadaću obavlja elektronski snop. Proces same gradnje odvija se na način da se tanki sloj praha iz rezervoara valjkom za prijenos nanese na gradivnu platformu, zatim izvor topline zagrijava određeni dio nanesenog materijala do temperature tališta materijala u SLM, DMLS i EBM tehnologije, odnosno temperature nešto niže od temperature tališta u SLS tehnologije. Čestice se praha spajaju, a po završetku izrade prvog sloja, gradivna se platforma spušta kako bi se osigurao prostor za stvaranje idućeg (18). Opisani se postupak kontinuirano ponavlja onoliko puta koliko je potrebno da objekt u izradi poprimi željeni oblik (19).

SLS tehnologija 3D gradnje ne zahtjeva strukturnu potporu tijekom same izrade budući da je izrađeni dio objekta okružen dostatnom količinom intaktnog praškastog materijala, za razliku od objekata veće gustoće nastalih SLM tehnologijom. U SLS tehnologije temperature koje se dostižu nešto su niže od temperatura taljenja, prah se djelomično tali, sinterira, a posljedično tome povećava je poroznost i izraženija hrapavost površine sinteriranog materijala što narušava mehanička svojstva novonastala objekta – sekundarnim sinteriranjem u određenoj se mjeri ona mogu poboljšati. Tih nedostataka gotovo i nema kod SLM tehnologije jer se prah zagrijava do temperature taljenja, iako postoji mali potencijal za zamjetno povećanje unutarnjeg stresa materijala što, analogno tome, narušava svojstva.

Za gradnju EBM pisačima moraju biti osigurani određeni uvjeti poput vakuuma i specifične temperature. EBM tehnologija energetski je učinkovitija od SLS i SLM tipa 3D gradnje. Još jedna prednost EBM pisača veća je brzina skeniranja u odnosu na SLS i SLM pisače jer se kretanje elektronskog snopa kontrolira vanjskim magnetskim poljem, dok sustav za skeniranje u slučaju SLS i SLM čine laser i zrcalo, čiji rad iziskuje više vremena. Materijali koji se koriste u EBM tehnologije moraju biti električno vodljivi, što SLS i SLM tehnologije ne zahtijevaju i upravo zato u tom slučaju postoji opcija primjene šireg spektra materijala (20).

Obično se DMLS tehnologiju uvrštava u tehnologije sinteriranja, štoviše, u samom nazivu ove tehnike 3D ispisa stoji riječ „sinteriranje“, ali zapravo se ovaj modalitet gradnje temelji na taljenju metalnog praha. Prve generacije ovih pisača zaista jesu sinterirale materijal, no to



danas nije slučaj. DMLS gradnjom dobivaju se preciznije izrađeni objekti spram onih izrađenih SLM pisačima jer se gradnja odvija u tanjim slojevima posljedično primjeni praškastog materijala sitnije granulacije. DMLS pisači ne mogu postići brzinu ispisa SLM pisača jer potonji koriste veći broj lasera pri ispisu (21).

Za 3D gradnju PBF tehnologijom moguće je koristiti razne materijale. Najčešće rabljeni jesu metali, posebno titanij i njegove legure, slitine kobalta i kroma, nehrđajući čelik, nikal i pripadajuće slitine. Bitno je naglasiti da se SLM, DMLS i EBM tehnologijama isključivo obrađuju metalni praškasti materijali, s tim da metali koji dobro reflektiraju svjetlost, primjerice bakar, ograničavaju rad laserskih pisača. SLS pisači, osim metalom, mogu graditi i polimerima i keramikama (22).

Polimerima poput poliamida, polietilena i polikaprolaktona, potrebne su visoke temperature za obradu, a finalni proizvodi posjeduju zadovoljavajuća svojstva. Osim navedenih polimera, u primjeni nalazimo i elastomere, najlone kojima se opcionalno dodaju metali, kompozite i poli(eter-eter-ketone) (PEEK) (23). Korištenje SLS tehnologije za proizvodnju keramičkih objekata nije idealno, naime oni su često porozne strukture, a naknadnom obradom gotovo je nemoguće postići prihvatljivu gustoću istih (22).

Također, korišteni praškasti materijali niske taljivosti mogu se laserski sinterirati ukoliko se doda nekakvo vezivno sredstvo, primjerice polimer, koje se naknadno uklanja. Nakon što je cijeli objekt izrađen, vezivo se može naknadno ukloniti (24).

Važno je naglasiti kako pored svih tehničkih aspekata primjene navedenih tehnologija 3D ispisa i pripadajućih materijala, postoji potencijalni rizik za zdravlje ljudi u neposrednoj blizini takvih radnih jedinica, kao posljedica inhaliranja praškastog materijala i plinova nastalih u samom procesu gradnje, no ukoliko se osiguraju adekvatni radni uvjeti takve se nepovoljne situacije mogu izbjeći.

## **2.6. Tehnologija ekstruzije materijala**

Ekstruzija materijala aditivna je tehnologija specifična po primjeni materijala koji se potiskanjem kroz mlaznice 3D pisača odlažu i grade konačan proizvod. Najzastupljeniji oblik 3D ispisa ove vrste svakako je fuzijsko depozicijsko modeliranje, dok je izrada taljenih filamenata (engl. *fused filament fabrication*) pak manje prisutna (25).

Fuzijsko depozicijsko modeliranje (engl. *fused deposition modelling*, FDM) tehnologija je 3D ispisa temeljena na jednostavnom modelu – korišteni se materijal zagrijava i odlaže se na platformu, sloj po sloj. Glavni sastavni dijelovi FDM pisaa jesu gradivna platforma i ekstruder čiju građu čine mlaznice, sustav za dovod materijala, vodilice i grijači. Termoplastični materijal u formi je dugačke žice, Termoplastični materijal u formi je dugačke žice, dovodi se do ekstrudera te prolazi kroza nj, zagrijava se, tali, a potom izlazi kroz mlaznicu u omekšanom stanju i tada započinje 3D gradnja kretanjem glave ekstrudera u horizontalnoj ravnini. Materijal izložen sobnoj temperaturi vrlo brzo očvršćuje, stvara sloj objekta u ispisu, a gradivna se platforma spušta za debljinu izrađenog sloja (26).

Ukoliko je oblik objekta u ispisu kompleksnije konstrukcije, poželjno je rabiti potpurnu strukturu. U tom slučaju koristi se dvostruka glava ekstrudera – u jednoj je mlaznici materijal, a u drugoj materijal za potpurnu strukturu. Kada je objekt ispisan, potporna se struktura jednostavno uklanja (27). FDM ispis, kao i velik dio aditivnih tehnologija drugih tipova, gradnju objekta vrši u slojevima, no ipak se razlikuje od potonjih budući da materijal kontinuirano dodaje kroz mlaznicu, pod tlakom, a shodno tome cijeli radni proces postaje sigurniji i uredniji. Međutim, nakon ispisa FDM pisaa dobivene je objekte nužno još dodatno obraditi što je u pravilu izazovan pothvat jer valja kompenzirati izražene nedostatke – nezadovoljavajuća svojstva površine i prikaz detalja (10). FDM pisaa mogu graditi svim materijalima koji se mogu ekstrudirati, primjerice polilaktidima, polikarbonatima, akrilonitril-butadien-stirenom i voskovima (28).

### **3. MATERIJALI**

### 3.1. Metali

Metali se u proizvodnji aditivnim tehnologijama u dentalnoj medicini uspješno koriste od 2002. godine, a upravo je primjena SLS pisača navijestila revoluciju u obradi neplemenitih legura (29). Planira li se izrada nadomjestka od određenog metala, svojstva kao što su otpornost na koroziju, biokompatibilnost, otpornost na habanje i mogućnost dobre adaptacije tvrdim i mekim tkivima usne šupljine, iznimne su važnosti i nužno je uzeti ih u obzir (30).

3D ispisom mogu se izrađivati proizvodi od brojnih metala i njihovih slitina, no ipak se kobalt-krom i titanijeve legure izdvajaju kao najčešće primjenjivane jer imaju bitnu prednost – cjenovnu pristupačnost, unatoč tome što su neki metali, odnosno legure, na primjer one s visokim udjelima plemenitih metala, kemijski stabilnije (30).

Slitine kobalta i kroma ubrajaju se u skupinu neplemenitih legura, no usprkos tome pojedina su im svojstva ekvivalentna, čak i superiorna u odnosu na ona drugih metala, primjerice veći Youngov modul elastičnosti, veća tvrdoća, manja gustoća – lakši su, te izuzetna otpornost na koroziju.

Titanij je jedan od veoma često korištenih materijala u kirurgiji i dentalnoj medicini jer posjeduje odlične karakteristike poput otpornosti na koroziju, male specifične težine, povoljnih mehaničkih svojstava i biokompatibilnosti (31).

Aditivna tehnologija najzastupljenija kada se govori o obradi metala jest PBF tehnologija, u okviru koje razlikujemo selektivno lasersko sinteriranje, selektivno lasersko taljenje, izravno lasersko sinteriranje metala i taljenje elektronskim snopom. U samim počecima 3D gradnje metalima koristili su se SLS pisači, no vremenom je njihova uporaba pala nauštrb primjene SLM, DMLS i EBM pisača koji pokazuju bolja svojstva konačnih ispisanih objekata. Naime, pošto se u SLS tehnologije metalni prah djelomično tali i sinterira, ispisani proizvod suviše je poroznan, sa zamjetnijom hrapavošću površine što se pak reflektira na mehanička svojstva. Te se manjkavosti eliminiraju primjenom PBF tehnologija temeljenih na taljenju praha kojima nastaju postojaniji i homogeniji proizvodi.

Izuzev 3D gradnje, metalni se radovi mogu proizvoditi klasičnim postupcima lijevanja, kao i glodanjem, no nisu istih svojstava po završetku izrade – oni izrađeni aditivnim tehnologijama imaju povoljnije vrijednosti mikrotvrdoće, tečenja, vlačne čvrstoće, žilavosti i duktilnosti (32). Ni konvencionalnim lijevanjem niti glodanjem ne mogu se postići dosjed i rubno zatvaranje nadomjestaka kao u 3D gradnje (33). Kada se radovi proizvode lijevanjem postoji

moгуćnost nastanka ljudske pogreške, što je gotovo eliminirano primjenom digitalnih tehnologija izrade. Usto, aditivne se tehnologije odlikuju većom preciznošću. Isplativost 3D gradnje sve je veća te je i u tom je pogledu bolji izbor izrade od glodanja. Još jedna prednost takvog načina proizvodnje metalnih radova, spram onih konvencionalnih, jest vrijeme potrebno za izradu.

### 3.2. Polimeri

Najprisutniji materijali u aditivnih tehnologija jesu polimeri. Pojavom prvog 3D pisača, počela je i njihova primjena pa se smatraju prvim materijalima korištenima u tu svrhu. Tada su se rabili SLA pisači, a danas se polimeri, uz stereolitografiju, obrađuju i ostalim tehnologijama: ispisivanjem mlazom fotopolimera, digitalnom svjetlosnom obradom i fuzijsko depozicijskim modeliranjem (34).

Najzastupljeniji polimeri u dentalnoj medicini jesu: poli(metil-metakrilat) (PMMA), poli(eter-eter-keton) (PEEK), polistiren (PS) i akrilonitril butadien stiren (ABS) iz skupine stirena, poliamid (PA) i polimer mliječne kiseline (PLA).

Poli(metil-metakrilati) su kao materijali u industrijskoj proizvodnji prisutni od 1933. godine i to zahvaljujući dobroj estetici, fleksibilnosti, stabilnosti u usnoj šupljini, naročitoj kemijskoj postojanosti i naravno, pristupačnoj cijeni. Međutim, postoje i određena ograničenja ove smole – veliko polimerizacijsko skupljanje, krhkost, slab antimikrobni učinak, postojanje rezidualnog monomera (2% - 6%) te generalno loša mehanička svojstva i svojstva površine (34). Nastojeći poboljšati karakteristike ova materijala, počeli su se dodavati PEEK, SiO<sub>2</sub> i Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> što je pozitivno djelovalo na mehanička svojstva, dok je TiO<sub>2</sub> pridonio antimikrobnom učinku (35). Objekti od PMMA najvećim se dijelom izgrađuju SLA i SLS pisačima, s tim da se SLS tehnologijom ne ostvaruju dovoljno dobra mehanička svojstva i razlučivost ispisa za širu primjenu u dentalnoj medicini (36).

Poli(eter-eter-keton) je polimer visokih performansi, a odlikuje se biokompatibilnošću, dimenzijskom i kemijskom stabilnošću, rezistentnošću na radijaciju i hidrolizu te odličnim mehaničkim svojstvima (35). Unatoč tome, postoje određene prepreke u njegovoj primjeni u aditivnih tehnologija - uzevši u obzir da je točka tališta PEEK-a na temperaturi od 343°C, ne mogu se primjenjivati prosječni 3D pisači, nego samo oni koji mogu postići temperature viših vrijednosti od prethodno navedene. Trenutno samo određeni FDM pisači koji imaju ekstrudore s mogućnošću razmekšavanja PEEK-a, kao i veoma precizne mlaznice, mogu ispisivati

objekte od ovog materijala, za razliku od primjerice SLS pisača koji postižu temperature do oko 200°C te se stoga ne mogu koristiti (36). Nadalje, iz istog je razloga ograničena mogućnost recikliranja neiskorištenog praha nakon ispisa. Prema svemu navedenom, može se zaključiti da je zasad neisplativo izrađivati proizvode od PEEK-a aditivnim tehnologijama, ali da će zbog svojih kvaliteta taj polimer zasigurno ostvariti svoj potencijal primjene u budućnosti.

Polistireni imaju dobru dimenzijsku stabilnost, minimalno apsorbiraju vodu te se lako obrađuju. S druge strane, imaju tendenciju pucanja pri naprezanju i nisu rezistentni na organske tvari. U 3D gradnji pretežito se obrađuju *Polyjet* tehnikom. ABS posjeduje bolja mehanička svojstva u odnosu na PS, biorazgradiv je, a kao materijal koristi se u FDM i SLS aditivnih tehnologija.

Poliamidi su materijali dobrih tehničkih karakteristika, no svojstva im variraju ovisno o vlazi. Koriste se dugi niz godina tijekom kojih su nastale brojne modifikacije. Obrađuju se primjenom FDM i SLS tehnologija 3D ispisa.

Polimer mliječne kiseline, često nazivan i biopolimerom, bez obzira na lošija mehanička svojstva, privukao je pozornost znanstvene zajednice jer je biorazgradiv, biokompatibilan, dobre toplinske stabilnosti te se lako obrađuje (30). 3D gradnja objekata od PLA vrši se FDM tehnologijom (37).

### **3.3. Keramike**

Odlična mehanička svojstva, biokompatibilnost i izvrsna estetika učinili su keramiku jednim od osnovnih gradivnih materijala u dentalnoj protetici (38). Iako se rabi već dulji vremenski period, tek odskora obrađuje se i aditivnim tehnologijama, a do tog trenutka najinovativniji način izrade objekata od keramike bilo je glodanje u okviru CAD/CAM sustava. No, uočeni su nedostaci ovog načina izrade nadomjestaka – glodanjem, kao suptraktivnom metodom proizvodnje, stvara se puno otpada, jer se neiskorišteni materijal nakon glodanja ne može ponovno rabiti, a pored toga, brusna sredstva brzo se troše. Stoga je ideja o primjeni aditivnih tehnologija kako bi se eliminiralo potonje sve više dobivala na značaju.

Unatoč svim dobrim karakteristikama, 3D gradnja ovim materijalom prilično je kompleksna jer postoji niz strukturalnih promjena kroz koje keramika može proći tijekom samog procesa izrade, što odražava i na svojstva konačnog proizvoda (39). Naime, veliki izazov u 3D gradnje

keramičkim materijalima predstavlja visoka temperatura točke tališta. Tijekom faze hlađenja nerijetko nastaju pukotine koje posljedično povećavaju poroznost što se naposljetku reflektira na mehanička svojstva konačnog proizvoda (40).

Keramički materijali od kojih se pretežito izrađuju nadomjesci aditivnim tehnologijama jesu cirkonij-oksidna i aluminij-oksidna keramika.

U izradi keramičkih nadomjestaka primjenjuju se indirektna tehnologije 3D gradnje - stereolitografija, MJ, *Binder Jetting* tehnologija i fuzijsko depozicijsko modeliranje. Za njih je ključna uporaba organskih vezivnih sredstava u izradi, a po završetku ispisa, dobiveni objekt mora proći fazu završne obrade, koja uključuje uklanjanje vezivnog sredstva i sinteriranje, popraćeno denzifikacijom.

Premda se teoretski može ispisivati i tehnologijom laserskog sinteriranja, dobiveni proizvodi bili bi nezadovoljavajući, narušene strukture s mnoštvom defekata. U suštini, keramika kao materijal ne ispunjava preduvjete za gradnju ovom metodom koji su, između ostalog, nisko talište, dobra toplinska vodljivost i visoka otpornost termičkom šoku (41).

U tablici 1. prikazana je usporedba tehnologija 3D ispisa kojima se izrađuju keramički objekti.

Tablica 1. Usporedba tehnologija 3D ispisa kojima se izrađuju keramički objekti

| <b>TEHNOLOGIJA<br/>3D GRADNJE</b> | <b>MJERA<br/>RAZLUČIVOSTI<br/>ISPISA</b><br>( $\mu\text{m}/\mu\text{m}\text{-mm}/\text{mm}$ ) | <b>BRZINA</b><br>(mala/srednja/velika) | <b>SVOJSTVA<br/>POVRŠINE</b><br>(loša/srednja/dobra) | <b>FINANCIJSKA<br/>ISPLATIVOST</b><br>(loša/srednja/dobra) |
|-----------------------------------|---|--|--|--|
| <b>SLA</b>                        | $\mu\text{m}$   | mala                                   | dobra  | srednja  |
| <b>MJ</b>                         | $\mu\text{m}\text{-mm}$   | srednja                                | srednja  | srednja  |
| <b>BJ</b>                         | mm  | mala                                   | dobra  | dobra  |
| <b>FDM</b>                        | mm  | srednja                                | loša   | srednja  |

### **3.4. Završna obrada**

Završna obrada obuhvaća sve postupke koji se vrše po završetku 3D gradnje, a definirana je i ovisna o tehnologiji samog ispisa. Primarna je svrha ovog procesa postizanje što boljih svojstava ispisanog objekta, kako mehaničkih tako i estetskih, međutim time se vremenski okvir potreban za izradu povećava, a izrada postaje financijski izdašnija.

Postupci završne obrade mogu biti primarni ili sekundarni. Oni koje je neophodno provesti kako bi se objekt doveo u stanje prikladno za obavljanje namijenjene funkcije jesu primarni, a uklanjanje potpornih struktura jedan je od najznačajnijih.

Razlikujemo dvije skupine potpornih struktura: prirodne – nastale kao nusprodukt tijekom gradnje, i sintetičke – planski građene kako bi se osigurala potpora objektu. Prirodne potporne strukture mahom su praškasti materijali koji se mogu odstraniti četkanjem, zrakom ili pak pjeskarenjem, no to nije uvijek idealno jer se teže dostupni prostori na taj način ne mogu očistiti u potpunosti. Sintetičke su pak svrhovito dizajnirane te je materijal njihove izrade unaprijed određen, a za njihovu izradu ponajviše se koriste materijali s točkom tališta nižom od one materijala korištenog za gradnju, oni koji se otapaju pojedinim otapalima ili oni koji se pak mogu lako manualno odstraniti. U sekundarne postupke završne obrade ubrajaju se abrazivne i aditivne tehnike kojima se korigiraju i poboljšavaju funkcijske ili estetske značajke finalnog rada. Abrazivne tehnike uključuju pjeskarenje i glodanje, dok se aditivnima smatraju postupci punjenja te bojanje (4).



#### **4. PRIMJENA 3D GRADNJE U FIKSNOPROTETIČKOJ TERAPIJI**

#### 4.1. Modeli

Primjena sadrenih modela zlatni je standard u dentalnoj protetici. Tehnološki razvoj ponukao je širu primjenu aditivnih tehnologija u svim poljima, pa tako i u stomatologiji. To je pak potaklo i izradu modela 3D ispisom, koji, tako izrađeni, pokazuju vrlo dobra svojstva. Uspoređujući s konvencionalnim sadrenim modelima, oni građeni 3D gradnjom bitno su veće preciznosti, točnije prezentiraju situaciju u ustima pacijenata, troše se znatno slabijim intenzitetom, do lomova gotovo i ne dolazi, efikasniji su po pitanju skladištenja, manje su mase, a njihovom uporabom uvelike se olakšala komunikacija dentalnog laboratorija i stomatologa. Između ostaloga, ovaj način rada ugodniji za pacijenta jer ne uključuje nužno konvencionalno uzimanje otisaka otisnim materijalima (42, 43).

Prije svega važno je naglasiti da sam način izrade buduće restauracije sugerira postoji li uopće potreba za 3D ispisom modela – ukoliko je riječ o konvencionalnim tehnikama izrade, taj je korak neizbježan. Prva faza izrade modela 3D gradnjom jest skeniranje zubnih nizova ili pak prethodno uzetog otiska, potom se dobiveni podaci obrađuju u programu te se naposljetku ispisuje model. Nadalje, istim principom moguće je i udvostručiti već postojeći model s tim da proces izrade u ovom slučaju započinje skeniranjem istog.

Kao ključni moment sustava 3D gradnje, programska podrška osigurava pohranu i obradu informacija o samom pacijentu, odnosno pripadajućem modelu te omogućuje njihovo arhiviranje, a shodno tome i 3D ispis u bilo kojem trenutku – digitalni način rada ne zahtijeva čuvanje modela u fizičkom obliku, nego su podaci o istom u računalu i uvijek dostupni.

Za izradu modela 3D gradnjom, pretežito se primjenjuju sljedeće tehnologije: FDM, *PolyJet*, stereolitografija, SLS i DLP. Analizirajući prosječnu devijaciju oblika ispisanog modela sagledano u sve tri ravnine, model građen *PolyJet* pisacem najmanjih je vrijednosti devijacije, SLA nešto većih, slijedi ih FDM, a u DLP ispisa one su pak najveće. Što se tiče svojstava površine, u slučaju FDM modela zamijećeni su neujednačeni spojevi slojeva zajedno sa prominentnim linijama demarkacije istih. Kod DLP modela došlo je do formiranja efekta stepenica (engl. *staircase effect*; fenomen 3D ispisa, specifičan po izrazitoj vidljivosti granica slojeva na samoj površini ispisanog objekta, pri tome podsjećajući na stepenište) te lomova pojedinih oštih rubova. Modeli ispisani *PolyJet* tehnologijom najgladnih su površina, najvećeg sjaja, no na određenim mjestima nedostaje im oštine. Stereolitografijom su postignuti relativno glatki prijelazi između slojeva, a površina pokazuje određeni stupanj sjaja. Promatrajući modele elektronskim mikroskopom uočeno je kako su oni građeni FDM

pisačima prožeti stepenicama slojeva sa zaobljenim rubovima, DLP modeli očitih su spojišta slojeva sa zupčastim rubovima, oni ispisani PJ tehnologijom nemaju vidljivih granica pojedinih slojeva uz formu koju definiraju bezizražajnih linije i kutovi, a u SLA modela raspoznaju se linije među slojevima, no pravilnih su kontura (44). SLS pisačima dobiveni modeli, zrnate su površine na mikronskoj su razini, s mjestimičnim udubljenim područjima (45).

Materijali u najvećoj mjeri korišteni za 3D ispis modela jesu polimeri.

## **4.2. Privremeni nadomjesci**

Privremeni radovi, poput krunica i mostova, neophodan su nadomjestak u okviru fiksno protetičke terapije, jer služe kompenzaciji nepostojećih tvrdih zubnih tkiva te tako održavaju i čuvaju funkciju, estetiku i osiguravaju zaštitu pulpe (46). Razvoj aditivnih tehnologija na nj se izuzetno pozitivno odrazio.

Izrada provizornih nadomjestaka 3D gradnjom prilično je jednostavna, a vremenski period u kojem jedna krunica može biti ispisana je trajanja u prosjeku 10 do 20 minuta. Materijali koji se u ovu svrhu najviše primjenjuju jesu polimeri (47). Ovaj je način izrade veoma efikasan i može se dobro integrirati sa ostalim terapijskim postupcima koji se pružaju pacijentu - naime, stomatolog se za vrijeme 3D gradnje privremenog nadomjestka slobodno može angažirati oko pacijenta, koji će u toj istoj posjeti dobiti navedeni nadomjestak. Time će neminovno doći i do povećanja učinkovitosti rada ordinacije (48).

Prva faza izrade tehnologijama 3D gradnje jest brušenje zuba za odgovarajući nadomjestak, drugu fazu čini intraoralno skeniranje tog područja ili pak uzimanje otiska na konvencionalan način te skeniranje istoga laboratorijskim skenerom. U trećoj fazi oblikuje se budući nadomjestak CAD programom, a cijeli postupak izrade završava trodimenzionalnim ispisom.

Veliku vrijednost aditivnih tehnologija u izradi privremenih radova čini i jednostavnost izrade novih – dođe li do situacije prijevremenog oštećenja takvog nadomjestka, izrada ne predstavlja ni najmanju prepreku, već se na osnovu prije pohranjenih podataka ispisuje novi rad – oprečno analognim načinima izrade, 3D gradnjom preskače se faza uzimanja novih otisaka čime se optimizira cijeli postupak izrade novog nadomjestka kako za stomatologa, tako i za pacijenta.

### **4.3. Dijagnostičko navoštavanje, silikonski ključ i mock-up**

Pacijentu u fiksno protetičkoj terapiji nije jednostavno stvoriti predodžbu o krajnjem rezultatu iste promatrajući samo sadreni model – imajući to na umu, izrađuje se dijagnostički mock-up, provizorni nadomjestak kojim se intraoralno, trodimenzionalno simulira onaj budući, a temeljen je na dijagnostičkom wax-upu. Dijagnostičko je navoštavanje postupak nanošenja voska na model kako bi se definirao i osigurao adekvatan estetski i funkcijski rezultat terapije, a izrađivati se može analogno ili virtualno računalnim programom nakon čega se može 3D ispisati, no to je opcionalno. Silikonski ključ je zapravo negativ prethodno izrađenog wax-upa, a služi za dobivanje mock-upa na način da se u nj aplicira smola i s njom se unosi u usnu šupljinu pacijenta i postavlja preko zubi (49). Izraditi se može konvencionalnim tehnikama pri čemu je u formi silikonskog otiska ili kalupa od prešane folije, a drugi je način izrade dizajniranje u CAD programu koje prati gradnja 3D pisačima.

Aditivne tehnologije kojima se najčešće gradi u ovoj fazi fiksno protetičke terapije jesu stereolitografija i digitalna svjetlosna obrada, a pritom su fotopolimerizirajuće smole primarno korišteni materijal (50).

Primjena bilo konvencionalnih tehnika ili pak 3D gradnje za dobivanje wax-upa, silikonskog ključa i mock-upa, završetkom terapije rezultirat će veoma sličnim fiksno protetičkim nadomjescima dobrih karakteristika (51). Primjena CAD/CAM sustava u ovom slučaju ima određene prednosti, naime pošto se ova procedura može skoro u potpunosti obaviti virtualno, izostaje potrošnja materijala prisutna u konvencionalnih tehnika, kraćeg je trajanja, a uz to, mogućnost ljudske pogreške znatno je manja (50).

### **4.4. Krunice i mostovi**

Krunica jest fiksni nadomjestak kojim se prekriva cijela klinička kruna pojedinačnog zuba, a mostovima se pak kompenzira gubitak jednog ili više zuba i stoga su složenije građe. Razlikujemo monolitne i dvoslojne sustave – monolitni su radovi jednokomadni, izrađeni od jedne vrste materijala, za razliku od dvoslojnih, u kojih je obložna keramika vezana za osnovnu konstrukciju načinjenu od druge vrste keramike ili metala.

Neki od popularnijih materijala korištenih u 3D izradi monolitnih keramičkih radova jesu cirkonij-oksidna i litij-disilikatna keramika. Stereolitografija, DLP i ekstruzija materijala su tehnologije 3D gradnje kojima se najčešće obrađuju ovi materijali (52). Keramički objekti

ispisani fotopolimerizacijom u komori moraju proći još dvije dodatne faze izrade kako bi poprimili konačni oblik – uklanjanje vezivnog sredstva i sinteriranje, kojim se osigurava denzifikacija (53). Kada se uspoređuju cirkonij-oksidge krunice dobivene SLA pisačima i one izrađene glodanjem, nema bitnih razlika u vrijednostima otpornosti na lom (54). Rubno zatvaranje i dosjed ovakvih krunica klinički su prihvatljivi, kao i savojna čvrstoća, a dimenzijska je točnost visoka (55). Ukoliko se pak ispisuju „*Robocasting*“ tehnologijom – tip ME, nadomjesci se odlikuju iznimnom preciznošću i minimalnom volumnom kontrakcijom, no unatoč tome, često je prisutan efekt stepenica koji ograničava primjenu ovog načina 3D ispisa (56). Nadomjesci građeni MJ-om veće su točnosti u odnosu na one dobivene drugim tehnologijama, no pošto se ispisuju u tankim slojevima, imaju tendenciju pucanja na rubnim dijelovima tijekom završne obrade (57).

Potporne strukture u tehnologija 3D ispisa korištene za keramičke radove u većini su slučajeva postavljene na okluzalnoj površini, što predstavlja potencijalan problem, jer prilikom njihova uklanjanja mogu nastati oštećenja koja će smanjiti točnost rada (52).

Bazu metal-keramičkih radova čini metalna osnovna konstrukcija koja se može graditi raznim metalima, no ipak najčešće kobalt-krom i titanijevim slitinama. 3D gradnja takvih konstrukcija podrazumijeva primjenu PBF tehnologija – prije svega, selektivnog laserskog sinteriranja – i u manjoj mjeri SLM, DMLS i EBM (58). Za gradnju kobalt-krom legurama najprikladniji su pisači temeljeni na laserskim tehnikama, dok su za titanijeve to EBM pisači. Općenito, metalne osnove dobivene aditivnim tehnologijama sličnih su i boljih svojstava od onih izrađenih klasičnim tehnikama lijevanja. Kada se u obzir uzme jačina veze osnovne konstrukcije i obložne keramike, i 3D građene i lijevane osnove postižu zadovoljavajuće vrijednosti, i međusobno se bitno ne razlikuju (59).



Utjecaj sveprisutnih digitalnih tehnologija opaža se i u dentalnoj medicini koja je zahvaljujući tome značajno napredovala. Jedan od najvećih benefita digitalizacije proizvodnje svakako je ušteda vremena. Izrada konvencionalnim tehnikama u dentalnim laboratorijima dugotrajnija je jer se odvija kroz više koraka - faza rada. Primjenom digitalnih protokola izrade zamjetno se smanjila mogućnost nastanka ljudske pogreške. Iako je tehnologija 3D ispisa prisutna već desetljećima, opsežnija primjena iste nije dugo zaživjela pošto su rad sustavom, oprema i materijali stvarali visoke troškove (60).

Prodiranje digitalizacije u stomatologiju prvotno se očitovalo primjenom suptraktivnih metoda izrade kojima se konačni proizvodi dobivaju glodanjem određenog materijala (61). No za iste vežemo dva veća nedostatka: neizvedivo je proizvesti objekte kompleksnije unutarnje strukture koji bi se u potpunosti podudarali sa ranije izrađenim dizajnom, a zbog samog principa rada – glodanja – nastaju veliki gubitci materijala koji se ne može ponovno koristiti (62, 63). Oni su neosporno pogodovali prijelomnom momentu tehnološkog razvoja – široj primjeni 3D pisaača.

Aditivnim se tehnologijama može izraditi čitav spektar proizvoda, a u vidu fiksno protetičke terapije podrazumijeva se primjena istih u izradi modela, privremenih nadomjestaka, wax-upa, silikonskog ključa i mock-upa te krunica i mostova. Pritom se koriste razni materijali koje pak možemo podijeliti u tri osnovne skupne – metale, polimere i keramike. U samim počecima 3D pisaači gradili su polimerne objekte te se stoga, uspoređujući s drugim materijalima, njihov potencijal primjene najbolje poznaje. Kronološki gledajući, korištenje polimernih materijala slijedila je primjena metala, a naposljetku i izrada keramikom. Što se tiče keramike, uzevši u obzir i dalje dominantniju primjenu suptraktivskih tehnika izrade te relativno nedavnu pojavu aditivnih tehnologija u ovoj domeni, ovim materijalima 3D građeni objekti imaju mnoštvo dobrih karakteristika, a unatoč određenim slabim točkama - primjerice povećoj poroznosti - budućnost im je nesumnjivo perspektivna (64).

Objekti dobiveni tehnologijama fotopolimerizacije materijala u komori i ispisivanja mlazom fotopolimera prvenstveno se izrađuju fotopolimerizirajućim smolama, solidnih su svojstava površine, a karakteristike samog procesa izrade jesu dobra brzina i preciznost; pored toga, cijena ovakva pisaača relativno je prihvatljiva. Nasuprot tome, neisplativost materijala, ograničene mogućnosti sterilizacije i zbrinjavanje potpornih struktura predstavljaju manjkavosti ovih načina 3D ispisa.

Tehnologija tiskanja veziva na materijale postiže zadovoljavajuću brzinu ispisa i financijski je isplativa, međutim objekti ovako proizvedeni prilično su porozne strukture, niže razlučivosti te iziskuju primjenu specifičnih načina sterilizacije (17).

U okviru 3D gradnje *powder bed fusion* tehnologijom najčešće se primjenjuju selektivno lasersko sinteriranje i selektivno lasersko taljenje. Izrada se pretežito temelji na obradi metala - pritom je to i najpouzdaniji tip aditivne proizvodnje objekata od tih materijala. Mane ovog modaliteta 3D ispisa jesu tehnička kompleksnost korištenih sustava te njihova cijena, kao i potencijalni rizik za zdravlje ljudi u neposrednoj blizini radnih jedinica, posljedično inhaliranju praškastog materijala i plinova nastalih u proizvodnom procesu. Pozitivna strana PBF gradnje jest dobra mogućnost sterilizacije što je čini izuzetno pogodnom za izradu metalima, a među ostalim, pri SLS ispisu ne postoji potreba za potpornim strukturama (65).

Fuzijsko depozicijsko modeliranje specifično je po radnom procesu izuzetno urednog i sigurnog tijeka. Gradnja primjenom ove tehnologije uvrštava se jedne od najisplativijih. Usprkos tome, nužno je objekte nakon ispisa još dodatno obraditi što je nerijetko izazovno pošto valja anulirati izražene nedostatke – nepreciznost i lošu razlučivost, u što većoj mjeri (10, 66).

Postupnim razvojem aditivnih tehnologija optimizirao se i cijeli proces izrade, što je pak dovelo do povećanja preciznosti i razlučivosti ispisa (67). Pored toga, odlikuju se i mogućnošću paralelne izrade većeg broja objekata, a pritom je iskoristivost materijala veća nego u ostalim tehnikama izrade (68). Bitno je naglasiti kako se u stomatologiji trenutno 3D gradnjom može proizvesti široka lepeza proizvoda, koja je svakim danom sve veća (69). S druge strane, nabava potrebnih materijala, opreme i uspostavljanje povoljnih radnih uvjeta u nemalom su broju slučajeva nerentabilni. U prilog ovom načinu izrade ne ide potreba za naknadnom obradom nakon samog ispisa željenog objekta, kao ni činjenica da je izrada određenim materijalima, primjerice keramikom, suviše kompleksna (70). Iako 3D ispis pripada skupini strojnih načina proizvodnje, rad je takvih sustava u ljudskim rukama – za njihovo su upravljanje uglavnom zaduženi dentalni tehničari kada je riječ o primjeni u dentalnoj medicini, a kako bi korištenje tih pisaa bilo što učinkovitije neophodno je provoditi kontinuiranu edukaciju (64).





Digitalna tehnologija kontinuirano se razvija u svim sferama pa tako i u dentalnoj medicini, što se manifestira intenzivnim radom na poboljšanju postojećih sustava i izradi novih, modifikacijama, invencijama i ispitivanjima potencijalnih budućih dentalnih materijala, kao i dobrom dinamikom adaptacije i integracije svih tehnoloških inovacija svakodnevnom kliničkom radu.

Unatoč povoljnim značajkama suptrakcijskih tehnologija izrade, kao što su velika efikasnost i točnost, 3D ispis sve je zastupljeniji. Izuzev činjenice da je terapijska primjena aditivnih tehnologija često najpodnošljivija pacijentu posljedično manjoj invazivnosti te kraćem vremenskom periodu provedenom u ordinaciji, dugoročno gledajući zaista je isplativa pošto ne potrebuje veće izdatke, a cjelokupna izrada jest praktičnija i brža. Iako ove tehnologije nose određene nedostatke, poput zahtjevne završne obrade i ograničenog izbora materijala za proizvodnju, za očekivati je da će se vremenom svesti na minimum ili čak eliminirati u potpunosti. Brojne ordinacije dentalne medicine danas uspješno usvajaju nove spoznaje i redovito ih uključuju u svoj rad, uživajući benefite koje one donose.

Aditivne tehnologije nedvojbeno čine bitan element tehnološkog razvoja dentalne medicine, koji nosi promjene prijeko potrebne cijeloj profesiji.

## **7. LITERATURA**

1. Wohlers T, Gornet T. History of additive manufacturing. 1st ed. Fort Collins, CO: Wohlers Associates; 2014.
2. Zaharia C, Gabor AG, Gavrilovici A, Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, et al. Digital dentistry-3D printing applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*. 2017;2(1) 50-3.
3. Sriram S, Shankari V, Chacko Y. Computer Aided Designing/Computer Aided Manufacturing in Dentistry (CAD/ CAM) - A Review. *Int J Curr Res Rev*. 2018;10(20):20-4.
4. Gibson I, Rosen D, Stucker B. Additive manufacturing Technologies. 2nd ed. New York: Springer-Verlag New York; 2015.
5. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015;219(11):521-9.
6. Salmi M. Additive Manufacturing Processes in Medical Applications. *Materials*. 2021;14(1):191.
7. Layani M, Wang X, Magdassi S. Novel Materials for 3D Printing by Photopolymerization. *Adv Mater*. 2018;30(41):1706344.
8. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*. 2018;28(2):146-58.
9. van Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28(1):3-12.
10. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent*. 2020;45(1):30-40.
11. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. 2020;5(1):110-5.
12. Zhang J, Hu Q, Wang S, Tao J, Gou M. Digital Light Processing Based Three-dimensional Printing for Medical Applications. *Int J Bioprint*. 2019;6(1):1.
13. Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2018;16(3):151-60.
14. Pilipović A., Utjecaj parametara izrade na svojstva polimernoga prototipa [dissertation]. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2012.

15. Tamilperuvalathan S, Kaliyaperumal Rabindranathan H, Balakrishnan R, Jayaraman P, Ramakrishnan S. A Critical Review of the impacts of 3D Printing Technologies on Dental Medicine. *Int J Eng Res Technol*. 2023;12(04):306-23.
16. Du W, Ren X, Pei Z, Ma C. Ceramic Binder Jetting Additive Manufacturing: A Literature Review on Density. *J Manuf Sci Eng*. 2020;142(4).
17. Al Fodeh RS, Al-Wahadni A, Otman B, Almasri M. An update of additive manufacturing (3D printing) technology in dentistry. *International Arab Journal of Dentistry*. 2023;14(1):56-66.
18. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomater*. 2021;122:26-49.
19. Charoo NA, Barakh Ali SF, Mohamed EM, Kuttolamadom MA, Ozkan T, Khan MA, et al. Selective laser sintering 3D printing – an overview of the technology and pharmaceutical applications. *Drug Dev Ind Pharm*. 2020;46(6):869-77.
20. Hashmi S, Ferreira Batalha G, Tyne V, Yilbas BS. *Comprehensive Materials Processing*. 1st ed. Amsterdam: Elsevier; 2014.
21. Chaudhary S, Avinashi SK, Rao J, Gautam C. Recent Advances in Additive Manufacturing, Applications and Challenges for Dentistry: A Review. *ACS Biomater Sci Eng*. 2023;9(7):3987-4019.
22. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. 2016;26(2):156-63.
23. Dawood A, Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015;219(11):521-9.
24. Kruth JP, Vandenbroucke B, van Vaerenbergh J, Naert I, Leuven KU. Rapid manufacturing of dental prostheses by means of selective laser sintering/melting. *J Dent Technol*. 2005;176-86.
25. Zhuo P, Li S, Ashcroft IA, Jones AI. Material extrusion additive manufacturing of continuous fibre reinforced polymer matrix composites: A review and outlook. *Compos B Eng*. 2021;224:109143.
26. Harshit KD, Davim JP. *Fused Deposition Modeling Based 3D Printing*. 1st ed. New York: Springer; 2021.
27. Chua CK, Leong KF, Lim CS. *Rapid prototyping: Principles and applications*. 2nd ed. Singapur: World Scientific Publishing Company; 2003.

28. Jain R, Supriya S, Bindra S, Kimmi G. Recent trends of 3-D printing in dentistry- A review. *Ann Prosthodont Rest Dent.* 2016;2(4):101-4.
29. 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(9):2010.
30. Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. *Adv Eng Mater.* 2019;21(6):1801013.
31. Jerolimov V, editors. *Osnove stomatoloških materijala.* Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 2005.
32. 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(4):617-23.
33. Lövgren N, Roxner R, Klemendz S, Larsson C. Effect of production method on surface roughness, marginal and internal fit, and retention of cobalt-chromium single crowns. *J Prosthet Dent.* 2017;118(1):95-101.
34. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dent Mater J.* 2020;39(3):345-54.
35. Tigmeanu CV, Ardelean LC, Rusu LC, Negrutiu ML. Additive Manufactured Polymers in Dentistry, Current State-of-the-Art and Future Perspectives-A Review. *Polymers.* 2022;14(17):3658.
36. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry—State of the Art. *Oper Dent.* 2020;45(1):30-40.
37. Bastin A, Huang X. Progress of Additive Manufacturing Technology and Its Medical Applications. *ASME Open Journal of Engineering.* 2022;1.
38. Jakovac M, Kranjčić J, et al. *Pretklinička i laboratorijska fiksna protetika.* 1st ed. Zagreb: STEGA TISAK; 2020.
39. Nulty AB. 3D Printing Part 2 - A Literature Review Of 3D Printing Materials in Dentistry. *Preprints.* 2021;1.
40. Bertassoni LE. 3D Printing of Dental Restorative Composites and Ceramics — Toward the Next Frontier in Restorative Dentistry. *J Calif D Assoc.* 2019;47(10):653-65.

41. Willems E, Turon-Vinas M, Camargo dos Santos B, Van Hooreweder B, Zhang F, van Meerbeek B, et al. Additive manufacturing of zirconia ceramics by material jetting. *J Eur Ceram Soc.* 2021;41(10):5292-306.
42. Lemos LS, Rebello IMCR, Vogel CJ, Barbosa MC. Reliability of measurements made on scanned cast models using the 3Shape R700 scanner. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(6):20140337.
43. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(1):140-7.
44. Park JM, Jeon J, Koak JY, Kim SK, Heo SJ. Dimensional accuracy and surface characteristics of 3D-printed dental casts. *J Prosthet Dent.* 2021;126(3):427-37.
45. Jindal P, Juneja M, Bajaj D, Siena FL, Breedon P. Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3D printed clear dental aligners. *Rapid Prototyp J.* 2020;26(8):1337-44.
46. Peng CC, Chung KH, Yau HT, Ramos V Jr. Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *J Prosthet Dent.* 2020;123(3):514-22.
47. Molinero-Mourelle P, Canals S, Gómez-Polo M, Solá-Ruiz MF, Del Río Highsmith J, Viñuela AC. Polylactic Acid as a Material for Three-Dimensional Printing of Provisional Restorations. *Int J Prosthodont.* 2018;31(4):349-50.
48. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018;34(2):192-200.
49. Fabbri G, Cannistraro G, Pulcini C, Sorrentino R. The full-mouth mock-up: a dynamic diagnostic approach (DDA) to test function and esthetics in complex rehabilitations with increased vertical dimension of occlusion. *Int J Esthet Dent.* 2018;13(4):460-74.
50. Revilla-León M, Luis Sánchez-Rubio J, Besné-Torre A, Özcan M. Relato de fluxo de trabalho para diagnóstico digital para reabilitação oral estética. *Int J Esthet Dent.* 2018;03(04):580.
51. Chisnoiu AM, Staicu AC, Kui A, Chisnoiu RM, Iacob S, Flueraşu M, et al. Smile Design and Treatment Planning—Conventional versus Digital—A Pilot Study. *J Pers Med.* 2023; 13(7):1028.

52. Wang G, Wang S, Dong X, Zhang Y, Shen W. Recent progress in additive manufacturing of ceramic dental restorations. *J Mater Res Technol.* 2023;26:1028-49.
53. Methani MM, Cesar PF, de Paula Miranda RB, Morimoto S, Özcan M, Revilla-León M. Additive Manufacturing in Dentistry: Current Technologies, Clinical Applications, and Limitations. *Curr Oral Health Rep.* 2020;7.
54. Zandinejad A, Methani MM, Schneiderman ED, Revilla-León M, BDS DM. Fracture Resistance of Additively Manufactured Zirconia Crowns when Cemented to Implant Supported Zirconia Abutments: An in vitro Study. *J Prosthodont.* 2019;28(8):893-7.
55. Revilla-León M, Olea-Vielba M, A Estesó-Saiz, Iñaki Martínez-Klemm, Mutlu Özcan. Marginal and Internal Gap of Handmade, Milled and 3D Printed Additive Manufactured Patterns for Pressed Lithium Disilicate Onlay Restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2018;26(1):31-8.
56. Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM Process for Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20(2):93-6.
57. Lüchtenborg J, Willems E, Zhang F, Wesemann C, Weiss F, Nold J, et al. Accuracy of additively manufactured zirconia four-unit fixed dental prostheses fabricated by stereolithography, digital light processing and material jetting compared with subtractive manufacturing. *Dent Mater.* 2022;38(9):1459-69.
58. Dimitriadis K, Spyropoulos K, Papadopoulos T. Metal-ceramic bond strength between a feldspathic porcelain and a Co-Cr alloy fabricated with Direct Metal Laser Sintering technique. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(1):25.
59. Hesse H, Özcan M. A review on current additive manufacturing technologies and materials used for fabrication of metal-ceramic fixed dental prosthesis. *J Adhes Sci Technol.* 2021;35(23):2529-46.
60. Atala A, Forgacs G. Three-Dimensional Bioprinting in Regenerative Medicine: Reality, Hype, and Future. *Stem Cells Transl Med.* 2019;8(8):744-5.
61. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyp J.* 2009;15(3):216-25.
62. Gabriella A, Barão R, Lopes C, Ferraz Mesquita M. Dimensional precision of implant-supported frameworks fabricated by 3D printing. *J Prosthet Dent.* 2019;122(1):38-45.



63. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater.* 2019;35(6):825-46.
64. von See C. 3-D-Druck und die klinische Anwendung - was wissen wir? *Quintessenz Zahntechnik.* 2018; 44(2):165-8.
65. Shah P, Chong BS. 3D imaging, 3D printing and 3D virtual planning in endodontics. *Clin Oral Investig.* 2018;22(2):641-54.
66. Sood AK, Ohdar RK, Mahapatra SS. Parametric appraisal of mechanical property of fused deposition modelling processed parts. *Mater Des.* 2010;31(1):287-95.
67. Ventola CL. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. *P T.* 2014;39(10):704-11.
68. Tram C. Improving Treatment Capabilities with 3D Printed Permanent Restorations. *Inside Dentistry.* 2023;19(7).
69. Binder R. 3-D-Druck mit polymerbasierten Werkstoffen. *Quintessenz Zahntechnik.* 2018;44(2):236-45.
70. Tsioukas V, Pikridas C, Karolos IA. Challenges, opportunities, and limitations in 3D printing. In: Tsoufas G, Bangeas PI, Suri JS, editors. *3D Printing: Applications in Medicine and Surgery.* Amsterdam: Elsevier; 2020. p.151–5.



Angela Marinović rođena je 1999. godine u Našicama gdje je završila Osnovnu školu Dore Pejačević uz koju je paralelno pohađala i Osnovnu glazbenu školu Kontesa Dora. 2013. upisuje Srednju školu Isidora Kršnjavog, smjer: prirodoslovno-matematička gimnazija, koju završava 2017. Iste godine upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija sudjeluje u EU projektu „Studij dentalne medicine na engleskom jeziku“ u okviru kojeg nekoliko kolegija pohađa i polaže na engleskom jeziku. Dobitnica je državne stipendije u STEM područjima znanosti. Za studiranja asistira u privatnim ordinacijama dentalne medicine.