

Tehnologija 3D ispisa u izradi privremenih i trajnih nemetalnih protetskih radova

Pilipović, Anna

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:127:984694>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2022-05-19**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Anna Pilipović

**TEHNOLOGIJA 3D ISPISA U IZRADI
PRIVREMENIH I TRAJNIH NEMETALNIH
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: Ivana Pandžić, prof. hrvatskoga jezika i književnosti

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

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskoga rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 36 stranica

5 slika

CD

Rad je vlastito autorsko djelo, u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u njemu. 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

Hvala mom mentoru, izv. prof. dr. sc. Nikši Dulčiću na nesebičnoj pomoći, dostupnosti u bilo kojem trenutku i prenesenom znanju kroz sve ove godine.

Hvala dentalnom laboratoriju Denta-T i posebno Marku Tometiću na upoznavanju s digitalnom laboratorijskom opremom i metodama.

Hvala mojim roditeljima i sestri jer su me uvijek poticali da budem uspješna i zbog kojih sam dospjela tu gdje jesam.

Hvala mojoj najboljoj grupi koja je sve vježbe i svaki dan na fakultetu, ali i izvan njega, učinila toliko ljepšim i zabavnijim.

Hvala svim mojim prijateljima koji su mi zadnjih 6 godina propleli najboljim i najsretnijim trenucima (i putovanjima).

TEHNOLOGIJA 3D ISPISA U IZRADI PRIVREMENIH I TRAJNIH NEMETALNIH PROTETSKIH RADOVA

Sažetak

Trodimenzionalni (3D) ispis, ili aditivna tehnologija, proces je stvaranja objekta slojevanjem materijala. Postoji više vrsta tehnologije 3D ispisa koje na različit način stvaraju objekt i kompatibilne su s različitim vrstama materijala. Za ispis nemetalnih radova najčešće korištene metode su stereolitografija (SLA) i digitalna svjetlosna obrada (DLP). Materijal izbora kod tih tehnologija su polimeri. U njih se ubrajaju termoplastični materijali te fotopolimerizirajuće smole koji mijenjaju svoja svojstva djelovanjem UV zračenja. Reprezentativni primjer je polimetil metakrilat (PMMA) koji ima široku primjenu u protetici. Manje zastupljen i još u fazi istraživanja je i ispis keramike. Primjena 3D pisaa u protetici, točnije u izradi nemetalnih radova, je raznolika. Ispis modela sve više zamjenjuje sadru i klasično izlivanje otiska. Mogu se ispisati modeli cijele čeljusti ili samo određeni segment zubnog luka. Individualne žlice, udlage i kirurške šablone za ugradnju implantata također se mogu ispisivati 3D pisaa. Sve više koraka u izradi potpune proteze može se postići na digitalan način. Ona se može ispisati od PMMA materijala, ali odvojeno baza i zubi, koji se zatim spajaju. Izrada baze djelomične proteze ispisuje se od metala, no postoje i slučajevi ispisa baze od polimera ili ispis voštanih kalupa za izlivanje. Još jedna, sve zastupljenija primjena je ispis privremenih krunica. Ukupno uzevši, vidljiv je brz i velik napredak 3D pisaa u dentalnoj medicini. Potrebna su dodatna istraživanja, osobito kliničke studije, za istraživanje preciznosti i isplativosti upotrebe 3D pisaa, no doba njihove primjene u dentalnoj medicini je definitivno stiglo.

Ključne riječi: 3D pisaa; aditivna tehnologija; protetika; polimeri; digitalizacija

TECHNOLOGY OF 3D PRINTING FOR FABRICATION OF TEMPORARY AND PERMANENT NON-METAL RESTORATIONS

Summary

Three-dimensional (3D) printing, or additive manufacturing, is a process of joining materials to make objects from 3D model data, usually by layering. There are several types of 3D printing technologies that are able to create an object in different ways and that are compatible with different types of materials. The most widespread methods for printing non-metal restorations are stereolithography (SLA) and digital light processing (DLP). Materials used with these technologies are mainly polymers. These include thermoplastic materials and photopolymers that change their properties in the presence of UV radiation. The most important material is polymethyl methacrylate (PMMA), which is commonly used in prosthodontics. Printing of ceramics is not so common yet, and needs to be further investigated. The application of 3D printers in prosthodontics, of non-metal restorations in particular, is diverse. 3D printing of dental casts is increasingly replacing traditional dental stone and impression making. It is possible to print a dental cast of the whole jaw or only of a certain segment of dental arch. Custom trays, occlusal splints and surgical guides for implant placement can also be printed with 3D printers. The number of steps in a complete denture fabrication protocol that can be performed in a digital way is increasing. Denture bases and teeth are printed from a PMMA material separately and then joined together. The base of a partial denture can be printed from a metal, but it is also possible to print it from a polymer or to print wax moulds for casting. Another prosthodontic application that is increasingly becoming a part of everyday dental practice is temporary crown printing. On the whole, the development of 3D printers in dental medicine is quick and advanced. Although additional research into the accuracy and cost-effectiveness of 3D printers is still needed, especially clinical studies, the era of their application in dental medicine has definitely arrived.

Keywords: 3D printers; additive technology; prosthodontics; polymers; digitalization

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. DIGITALIZACIJA U PROTETICI	4
2.1. Otisci.....	5
2.1.1. Analogni otisci	5
2.1.2. Intraoralno skeniranje	5
2.2. Modeli.....	6
2.3. Međučeljusni registar	6
2.4. Obrazni luk	7
2.5. Artikulator	7
2.6. Računalom potpomognuta izrada (<i>Computer aided design – CAD</i>).....	7
2.7. Subtrakcijska tehnologija	8
2.8. 3D ispis	9
3. TEHNOLOGIJA 3D ISPISA	10
3.1. Stereolitografija	11
3.2. Digitalna svjetlosna obrada	11
3.3. Selektivno lasersko sinteriranje i selektivno lasersko taljenje (SLS i SLM).....	11
3.4. <i>Inkjet</i> ispis.....	12
3.5. Fuzijsko depozicijsko modeliranje	12
3.6. <i>Polyjet</i> ispis.....	12
4. 3D ISPIS NEMETALNIH PROTETSKIH RADOVA.....	13
4.1. Materijali	14
4.2. Modeli.....	16
4.3. Individualna žlica	18
4.4. Udlaga.....	18
4.5. Kirurška šablona za implantate.....	19
4.6. Potpuna proteza	20
4.7. Djelomična proteza.....	22
4.8. Privremene krunice.....	23
5. RASPRAVA	25
6. ZAKLJUČAK	28
8. ŽIVOTOPIS	35

Popis skraćenica

3D – trodimenzionalni

ABS - akrilonitril butadien stiren

BisEMA - bisfenol etoksi A-dimetakrilat

BisGMA – bisfenol A-glicidil metakrilat

CAD – *computer aided design* (računalom potpomognuto oblikovanje)

CAM – *computer aided manufacturing* (računalom potpomognuta izrada)

CBCT – *Cone Beam Computer Tomography* (Cone beam kompjuterizirana tomografija)

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

FDM – fuzijsko depozicijsko modeliranje

PEEK – polieter eter keton

PLA – *polylactic acid* (polilaktična kiselina)

PMMA – polimetil-metakrilat

SLA – stereolitografija

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

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

STL - *standard tessellation language* (standardni mozaični jezik)

TEGDMA – trietilen glikol dimetakrilat

UDMA – uretan dimetakrilat

UV – ultraljubičasto

μm - mikrometar

U posljednjih nekoliko desetljeća susrećemo se s ubrzanim razvojem tehnologije diljem svijeta. Njezinim razvojem dolazi do promjena i otkrića u brojnim granama poput informatike, telekomunikacija, autoindustrije, pa sve do medicine i dentalne medicine. Na pragu smo četvrte industrijske, ili bolje rečeno, digitalne revolucije, u koju nas uvodi pojava trodimenzionalne (3D) tehnologije i umjetne inteligencije. Prve tri revolucije dovele su do smanjenog fizičkog rada čovjeka, no ova revolucija predstavlja tehnologiju koja može zamijeniti ljudsko biće u intelektualnom smislu. Sve se razvija nevjerojatnom brzinom. Poljsko-britanski filozof Zygmunt Bauman uveo je pojam "tekuća realnost" (engl. *liquid reality*) koji savršeno opisuje svijet u kojem se trenutačno nalazimo. On kaže da živimo u vremenu gdje se pod našim nogama sve konstantno mijenja (1).

Ista stvar događa se i u dentalnoj medicini. Na tržištu se izrazito brzo pojavljuju novi materijali i uređaji uz sve veću inkorporaciju u digitalni svijet. U tome je otegotna okolnost da zbog neprestanog razvitka tehnologije i novih uređaja ne postoji dovoljna količina literature koja dokazuje njihovu preciznost i učinkovitost. Sve je teže pratiti sve novitete i uz to raditi klinički potkrijepljeno znanstvenim dokazima (1).

Veliki rast digitalizacije u dentalnoj medicini započeo je upotrebom *cone beam* kompjuterske tomografije (CBCT) te laboratorijskih i intraoralnih optičkih skenera. Njihovim korištenjem može se dobiti jasan i precizan trodimenzionalni prikaz anatomskih struktura (2). Razvoj navedenih uređaja i njihovo stalno napredovanje u preciznosti i dostupnosti omogućio je upotrebu dviju važnih tehnologija koje mijenjaju dentalnu protetiku iz dana u dan.

Računalom potpomognuto oblikovanje/računalom potpomognuta izrada (CAD/CAM) zaživjelo je u stomatologiji 1970-ih godina kad su Duret i Preston započeli njegovu upotrebu. 1980-ih godina nastao je CEREC sustav koji je ubrzao njegov napredak i doveo do toga da danas gotovo svi dentalni laboratoriji i brojne stomatološke ordinacije koriste CAD/CAM sustav (3).

Kako stalno dolazi do razvoja računalne tehnologije, tako se razvijaju programi (softveri) koji sadrže algoritme temeljene na umjetnoj inteligenciji. Ti sustavi mogu sve samostalnije doći do dentalnih rješenja te modelirati budući dentalni rad na brz i jednostavan način. To je omogućilo olakšano planiranje terapije, komunikaciju s laboratorijem i smanjilo broj posjeta pacijenta.

CAM jedinica može se zasnivati na subtrakcijskoj ili adicijskoj metodi. Subtrakcijska metoda je postupak gdje se od bloka materijala izglođa konačan rad.

S druge strane, 3D ispis adicijska je metoda kojom se slojevanjem materijala dobije konačan proizvod. (1) Početak 3D ispisa bio je u 1983. godini, kada je Charles Hull prvi opisao tehniku stereolitografije. Sa svojom tvrtkom *3D Systems* 1983. izradio je prvi pisač, a 1988. započela je komercijalna izrada. 3D ispis najviše se počeo razvijati u aeronautici, arhitekturi i telekomunikacijama, a razvoj u medicini započeo je 1990-ih godina (4, 5).

Ubrzo zatim počinje upotreba u dentalnoj medicini, ponajviše u protetici. Iz godine u godinu napredak 3D pisača izrazito je vidljiv, a literatura koja nam daje informacije o uređajima u obliku prikaza slučaja, istraživanja do sistemskih članaka, svakim danom sve više raste.

Svrha ovog diplomskog rada je sistematizirati literaturu o 3D ispisu u dentalnoj protetici s naglaskom na nemetalne protetske radove.

2. DIGITALIZACIJA U PROTETICI

2.1. Otisci

Na početku izrade svakog protetskog rada bitno je što vjernije i preciznije prenijeti situaciju u ustima u dentalni laboratorij. O preciznosti otiska ovisi kvaliteta i preciznost radnog modela te u konačnici protetskog rada (6).

Dva su načina prijenosa otiska u digitalni oblik. Prvi način je uzeti klasični, analogni otisak materijalima i tehnikama kojima će se dobiti najbolja preciznost. Skenirati se može ili otisak ili model koji je nastao izlivanjem iz otiska. Drugi način je da se intraoralnim skeniranjem odmah prenese situacija u ustima u računalo.

2.1.1. Analogni otisci

Analogni otisak negativ je tvdih i mekih tkiva usne šupljine. U uporabi su brojni materijali i brojne tehnike koje se moraju prilagoditi svakom pacijentu za dobivanje zadovoljavajućih rezultata. Materijali s najboljim svojstvima su polieteri i adicijski silikoni te njihova kombinacija u obliku vinil-polieterskih silikona. Materijali koji se također često koriste, iako slabijih svojstava, su ireverzibilni hidrokoloide (alginat) i kondenzacijski silikoni. Tehnike otiskivanja u fiksnoj protetici su jednovremeni ili dvovremeni otisci pomoću elastomera različite konzistencije. S druge strane, u mobilnoj protetici najpreciznije rezultate daje otiskivanje prvim i drugim funkcijskim otiskom pri izradi potpune proteze, te anatomskim i funkcijskim fiksacijskim otiskom pri izradi pokrovne proteze (6, 7).

2.1.2. Intraoralno skeniranje

Intraoralne skenere predstavili su Mörmann i Brandestini 1980-ih godina. Oni imaju brojne prednosti nad konvencionalnim otiscima, a to su prije svega veća ugodnost za pacijenta te lakša komunikacija između pacijenta, doktora dentalne medicine i dentalnog tehničara (1).

Načelo djelovanja intraoralnih skenera je emitiranje infracrvenih ili laserskih zraka koje padaju na zub te se reflektiraju natrag u fotoreceptor na kameri. Intenzitet reflektiranog svjetla registrira se kao napon i zatim prevodi u digitalni oblik (6, 8). Skeneri prve generacije zahtijevaju uporabu titanij oksidnog praha na plohe koje se skeniraju kako bi se prevenirala refleksija svjetla koje ometa senzore i smanjuje preciznost. Iako su takvi skeneri precizni,

uporaba praha donosi neke nedostatke, kao što su uklanjanje praha slinom ili jezikom, pretjerano nanošenje praha i neugodnost za pacijenta. Iz tih razloga preporučuje se da se prah stavlja na svaki sekstant zubnog luka posebno.

Noviji skeneri imaju mogućnost prenošenja do 3000 slika u sekundi čime se povećava brzina i preciznost skeniranja. Mogu djelovati na načelu 3D videosnimke s pulsirajućim, vidljivim plavim svjetlom. Navedene vrste omogućuju skeniranje bez praha i u boji (8).

Bez obzira koji skener se koristi, preciznost ovisi i o protokolu skeniranja (preporučeno od strane proizvođača) i iskustvu doktora. Skeniranje se započinje od okluzalnih ploha i zatim prelazi na bukalne i lingvalne plohe. Drugi važan faktor je kontrola mekih tkiva i sline. Bitno je koristiti retraktore i retrakcijske končice kako bi se bolje prikazala preparacija (1).

2.2. Modeli

Ako je uzet standardni analogni otisak, potrebno je izliti model iz sadre. Prelazak u digitalni oblik u ovom slučaju se postiže ekstraoralnim, laboratorijskim skenerima.

Postoje dvije glavne vrste ekstraoralnih skenera – taktilni i optički. Taktilni ili kontaktni skeneri djeluju na načelu mehaničkog kontakta između detekcijske jedinice i modela. Optički skeneri izrađuju 3D slike pomoću lasera ili svjetlosne tehnologije. Iako su kontaktni skeneri precizniji, optički skeneri su brži i neovisni o tvrdoći i veličini modela (1).

S druge strane, intraoralnim skeniranjem u računalu se preko posebnog programa jednostavno izradi virtualni radni model, kojem se još dodatno mogu dodavati CBCT snimke ili fotografije pacijenta za još veću preciznost i lakše modeliranje budućeg protetskog rada (1, 9).

2.3. Međučeljusni registrat

Ako postoji najmanje jedan par antagonista u najmanje dvije potporne zone, za međučeljusni registrat uzima se položaj habitualne okluzije u maksimalnoj interkuspidaciji. Digitalno se to postiže jednostavnim intraoralnim skeniranjem gornje i donje čeljusti u zagrizu (10).

Ako pacijentu nedostaju zubi u potpornim zonama ili ima disfunkcije, za izradu protetskog nadomjeska potreban je položaj centrične relacije. U tom slučaju izradi se jig koji se smjesti u područje inciziva, donja čeljust se dovede u položaj centrične relacije, a sa stražnjim zubima

pacijent zagriže u *bite compound* ili silikon. Dobiveni položaj se zatim skenira intraoralnim skenerom (11).

Kod bezube čeljusti jedan od načina je da se centrična relacija registriira gotskim lukom koji je pričvršćen na individualnu žlicu te se zatim položaj tih dviju čeljusti skenira ekstraoralnim skenerom (12).

2.4. Obrazni luk

U pokušajima izrade protetskog rada na potpuno digitalan način dugo vremena problem je predstavljalo kako digitalno prenijeti odnos gornje čeljusti s obzirom na bazu lubanje. Novost na tržištu predstavlja digitalni kinematski obrazni luk (Amann Girrbach) koji pomoću optičkih senzora bilježi položaj gornje čeljusti, kretnje donje čeljusti i simultano prenosi navedene podatke u računalo uz vrlo jednostavnu uporabu (13).

2.5. Artikulator

Artikulatori su neizostavno sredstvo u postupku izrade protetskog rada. Ako se koristi konvencionalni mehanički artikulator, nakon što se modeli ugipsaju u artikulator, cijeli artikulator se može skenirati laboratorijskim skenerom ili se modeli mogu prenijeti u transfer koji je kalibriran po korištenom artikulatoru te zatim skenirati.

Drugi pristup je potpuno digitalan, korištenjem virtualnog artikulatora. Ako se koristi kinematski obrazni luk, već imamo točne mandibularne kretnje pacijenta. Također, virtualni artikulator se može individualizirati unošenjem kuta nagiba kondilne staze i Bennettovog kuta. Virtualni artikulator ima brojne prednosti među kojima je odlična 3D vizualizacija obje čeljusti, mogućnost odabira određenog segmenta za detaljniju analizu i automatski prikaz kontakata na okluzalnim površinama (14).

2.6. Računalom potpomognuta izrada (*Computer aided design – CAD*)

Osnovni korak u izradi protetskog rada digitalnom tehnologijom je računalom potpomognuta izrada. Riječ je o programu gdje se pohranjuju sve snimke, intraoralni otisci, fotografije, a zatim

se preko posebnih softvera dizajniranih za dentalnu upotrebu isplanira i dizajnira budući protetski rad (1). Ti podatci pohranjeni su u obliku STL formata (STL – *standard tessellation language*) te se tako jednostavno mogu dijeliti između više dentalnih laboratorija i doktora dentalne medicine (15).

Neki od glavnih modula potrebnih za dizajniranje koji se mogu pronaći u programima su virtualni *wax-up*, virtualni artikulator, knjižnica sa zubima, izrađivač modela, modul za potpune ili djelomične proteze, implantate... Dostupni su i brojni alati za automatsko dizajniranje. Tako softver može odmah označiti rub preparacije, interokluzijski prostor, put umetanja, debljinu konačnog proizvoda, te može dizajnirati buduću krunicu s obzirom na morfologiju susjednih zubi ili s obzirom na sken provizorija ili zuba prije ekstrakcije.

Računalom potpomognuta izrada sve više mijenja posao tehničara koji postoji u dentalnoj medicini stotinama godina. Mnogo koraka se može jednostavnije i brže napraviti preko računala te se danas laboratoriji sve više okreću digitalnom planiranju i dizajniranju protetskih radova (1).

2.7. Subtrakcijska tehnologija

Subtrakcijska tehnologija ili glodanje postupak je kojim se od bloka materijala izrezuje oblik konačnog proizvoda kontroliranom tehnikom uklanjanja materijala. U tu svrhu koriste se svrdla različite veličine koja se postavljaju unutar aparata za glodanje (1). Prema metodi izrade krunice dijelimo ih na tri sustava. To su izravni sustav izrade neposredno u ordinaciji (*in office, chairside*) gdje se nadomjestak izrađuje bez korištenja dentalnog laboratorija i može biti gotov u jednoj posjeti. Kad postoji suradnja između laboratorija i doktora dentalne medicine, govorimo o neizravnom sustavu izrade u zubotehničkom laboratoriju ili *in lab* sustavu. Posljednji sustav je centralizirana izrada u specijaliziranim centrima za izradu nadomjestaka (15).

Glodalice imaju široku upotrebu u dentalnoj medicini, posebno protetici. Koriste se za izradu krunica, *inlaya, onlaya*, ljuskica, mostova, baze za djelomične proteze i prečki. Od materijala se najviše koristi titan, kobalt krom, litij-disilikatna te cirkonij-oksida keramika koja se uvijek gloda u nesinteriranom stanju zbog svoje velike čvrstoće. Glodalice koje se najviše koriste u stomatologiji su glodalice s 3 osi. To znači da se mogu kretati u 3 smjera prema x, y i z osi, a blok se može okrenuti za 180 stupnjeva za pristup vanjskoj i unutarnjoj površini. One su brže

od drugih glodalica, ali pokazuju nedostatke u izradi konvergencija, divergencija i visoko definiranih značajki (1).

Prednosti subtrakcijske tehnologije su visoka preciznost, povećani kapacitet proizvodnje, smanjena mogućnost ljudske pogreške te brzina izrade (15). Postoje i nedostaci, kao što su veliki gubitak materijala, koji može doseći čak 90%, prikaz detalja ograničen je veličinom najmanjeg svrdla te se svrdla s vremenom istroše, što može dovesti do pukotina u završnom proizvodu (16, 17).

2.8. 3D ispis

3D ispis, ili aditivna tehnologija, proces je stvaranja objekta slojevanjem materijala. Proces započinje virtualnom slikom koja je stvorena 3D skenerom i CAD softverom i zatim pohranjena u obliku STL formata. Softver zatim reže datoteku u horizontalne (x, y) slojeve. Točan način rada dodatno se razlikuje između više vrsta pisaača, što će se objasniti u idućem poglavlju. Što su slojevi tanji, to je konačan proizvod glađi, ali je vrijeme ispisa duže. Rezolucija pisaača određena je debljinom sloja, odnosno z-osi koja predstavlja vertikalnu točnost i jedna je od bitnih značajki bilo kojeg 3D pisaača.

Glavna prednost je da ne postoji višak materijala kao kod subtrakcijske metode te je moguća izrada složenijih struktura s više detalja. Iako su 3D pisaači u dentalnu medicinu ušli nešto kasnije od glodalica, njihov razvoj je sve brži te im cijenom, preciznošću i brojnim drugim prednostima značajno konkuriraju (2, 3, 16, 18).

3. TEHNOLOGIJA 3D ISPISA

3.1. Stereolitografija

Stereolitografija (SLA) najstarija je i najviše korištena tehnika 3D ispisa u dentalnoj medicini (16). Sastoji se od platforme koja se uroni u tekuću smolu koja se zatim polimerizira ultraljubičastim (UV) svjetlom. Nakon što je sloj polimeriziran, platforma se spušta za udaljenost jednaku debljini sloja, dozvoljavajući nepolimeriziranoj smoli da prekrije prethodni sloj te se zatim cijeli postupak ponavlja dok se ne dobije konačan proizvod. Kada je proces završen, predmet se ispiru da bi se uklonila nepolimerizirana smola te se zatim stavlja u UV pećnicu na završnu obradu (3, 5, 19).

Ova tehnologija omogućuje brzu izradu i stvaranje složenih oblika s visokom razinom preciznosti. S druge strane, nedostaci SLA tehnologije su što se od materijala mogu koristiti jedino svjetlosno polimerizirajući polimeri, njezina visoka cijena i nemogućnost korištenja za masovnu produkciju (18, 20).

3.2. Digitalna svjetlosna obrada

Digitalna svjetlosna obrada (DLP) vrsta je 3D tehnologije vrlo slična stereolitografiji te je druga najkorištenija metoda u dentalnoj medicini. Razlika je u tome što ovaj sustav sadrži ogledala koja preusmjeravaju svjetlo iz projektoru. Kut svakog ogledala može se individualno prilagoditi, a rezolucija projicirane slike ovisi o broju ogledala. Glavna prednost DLP tehnologije u usporedbi sa SLA je što se polimerizira cijeli sloj uz samo jedan bljesak laserskog svjetla. Time je postupak mnogo brži i neovisan o složenosti oblika ili broju predmeta koji se žele ispisati. Ova tehnologija se također koristi za ispis polimernih materijala (5, 16, 21).

3.3. Selektivno lasersko sinteriranje i selektivno lasersko taljenje (SLS i SLM)

Ova tehnologija zasniva se na visokoenergetskim CO₂ laserima koji sinteriraju ili tale čestice praha, čime se pojedinačne čestice spajaju u veće nakupine. Metalni prah se raširi po platformi te laser djeluje na one čestice koje će napraviti oblik prethodno određene u CAD softveru. Nakon što je prvi sloj gotov, platforma se spušta, nanosi se novi sloj praha i postupak se ponavlja. Za ovu tehnologiju koriste se svi materijali koji se mogu sinterirati ili taliti laserskim

zračenjem i očvrtnuti nakon hlađenja. U dentalnoj medicini ovim načinom ispisuju se gotovo isključivo metali i metalne legure (najviše kobalt-krom i titan) (1, 5, 16).

3.4. Inkjet ispis

Inkjet 3D ispis je tehnologija pri kojoj se potiskuje mala kapljica vezivnog tekućeg materijala prema podlozi od praha (sadra, keramika ili smola). Tekući materijal uzrokuje vezivanje dvaju materijala te se postupak ponavlja za svaki sloj dok se ne dobije konačan oblik. Mogu se koristiti različite boje tekućeg vezivnog materijala kako bi se dobio višebojni konačni proizvod. Rezolucija ovog ispisivanja je niska s preciznošću od oko 127 μm pa je upotreba u dentalnoj medicini ograničena, ali se može koristiti za ispis dijagnostičkih modela (1).

3.5. Fuzijsko depozicijsko modeliranje

Fuzijsko depozicijsko modeliranje (FDM) tehnika je u kojoj se objekt gradi postavljanjem termoplastičnog materijala na platformu kroz grijanu mlaznicu. Termoplastični materijal djelomično je otopljen u mlaznici, a kad dođe na platformu prelazi u kruto stanje unutar 0,1 sekunde. Slojevi se međusobno spajaju pomoću kemijskog agensa ili kontroliranjem temperature. Ova tehnika nažalost ima brojne nedostatke poput loše kvalitete, niske brzine i male preciznosti. U dentalnoj medicini materijali koji se najčešće upotrebljavaju s ovim pisačima su polimeri polilaktične kiseline (PLA) i vosak (1).

3.6. Polyjet ispis

Polyjet ispis koristi polimer koji se nanosi na platformu te se zatim fotopolimerizira UV svjetlom svakim prolaskom glave pisača. Velika prednost ovog pisača je što sadrži više glava pa se mogu simultano nanositi različiti materijali ili jedan materijal u različitim bojama. Na taj način potporni pinovi mogu se izraditi od različitog i mekšeg materijala za razliku od protetskog rada i time olakšati njihovo uklanjanje. Također je visoko precizan te može proizvesti objekte složene geometrije. Materijali koji se ispisuju ovom tehnologijom su smole, vosak i silikon. Iako ima brojne prednosti, rijetko se koristi zbog visoke cijene u usporedbi s drugim tehnologijama ispisa (1, 2, 5).

4. 3D ISPIS NEMETALNIH PROTETSKIH RADOVA

4.1. Materijali

Zbog raznolikosti 3D tehnologija na tržištu postoje brojni materijali koji se koriste za 3D ispis. Dva najkorištenija su metali i polimeri, dok je ispis keramike još uvijek u razvoju te se i dalje istražuju mogućnosti njezinog ispisa.

Metali u aditivnoj tehnologiji su najčešće kobalt-krom (CoCr) i titan. Moguć je ispis i protetskih radova od nikla, ali njegova je uporaba zapuštena zbog mogućih alergijskih reakcija.

Svi metali se povezuju sa SLS tehnologijom ispisa što ima brojne prednosti s obzirom na konvencionalnu ili subtrakcijsku tehnologiju. Prilikom ispisa CoCr izostaje skupljanje materijala kao kod konvencionalne izrade, te se izbjegava problem tvrdoće i viška materijala prilikom glodanja. Razlika kod ispisa metala u usporedbi s glodanjem je da se ispisom ne dobije glatka i sjajna površinu, već je potrebna daljnja obrada (22).

Materijali koji se najviše koriste uz 3D pisace su polimeri. U to se ubrajaju termoplastični materijali, kao što su akrilonitril butadien stiren (ABS), polimeri polilaktične kiseline (PLA), polikarbonati i polieter eter keton (PEEK), koji se povezuju uz FDM tehnologiju ispisa. PEEK je polimer koji ima odličnu biokompatibilnost, dobra mehanička svojstva, otporan je na visoke temperature, nije citotoksičan, toplinski je izolator i ne provodi električnu struju. Zbog odličnih svojstava može se koristiti kao materijal za izradu djelomičnih proteza, fiksnih protetskih radova te implantata. Uporaba PEEK-a za izradu implantata donosi brojne prednosti jer je materijal lagan, biokompatibilan i omogućuje brz oporavak pacijenta te predstavlja svijetlu budućnost u materijalima aditivne tehnologije (23).

Druga važna skupina koja se koristi uz SLA i DLP pisace su fotopolimerizirajuće smole (22, 24). To su svjetlosno osjetljivi polimerni materijali koji mijenjaju fizikalna ili kemijska svojstva kada su izloženi vanjskim stimulansima (toplina, UV zračenje). Glavni izvor svjetla je ultraljubičasto svjetlo, koje inicira reakciju i mijenja svojstva fotopolimera. Ono uzrokuje polimerizaciju u dubini od nekoliko stotina mikrometara ispod površine tekućeg polimera (21). Najtipičniji primjer je polimetil metakrilat (PMMA). To je smola koja se najčešće koristi u 3D industriji zbog malih iritacija, dobre fleksibilnosti, slabog mirisa i niske cijene. Međutim, PMMA ima i neka ograničenja, kao što su veliko polimerizacijsko skupljanje, velika krhkost, loša mehanička svojstva i nisko antibakterijsko djelovanje. Zbog toga se u PMMA mogu dodavati biokompatibilne i bioaktivne komponente koje će poboljšati njegova svojstva. Godine 2019. Chen i sur. su dokazali da dodatak titanij dioksida (TiO₂) i polieter eter ketona (PEEK)

sinergistički povećava mehanička svojstva PMMA, a uz to povećavaju i antibakterijsku aktivnost te imaju niska citotoksična svojstva (25).

Osim navedenih osobina, TiO₂ daje materijalu bolju kemijsku stabilnost, a dokazana je njegova netoksičnost, biokompatibilnost, nije štetan za okoliš, troškovno je povoljan te ima širok antibakterijski spektar na gram +, gram - bakterije i gljivice poput *Candida albicans* (26).

Većina fotopolimerizirajućih smola građena je od monomera na bazi akrilata i metakrilata, kao što su bisfenol A-glicidil bimetakrilat (BisGMA), bisfenol etoksi A-dimetakrilat (BisEMA), uretan dimetakrilat (UDMA) i trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA). BisGMA je monomer koji se najčešće koristi u kompozitnim smolama, ali njegova visoka viskoznost ograničava njegovo korištenje u 3D ispisu. BisEMA kao analog BisGMA se pokazao mnogo boljim zbog manje viskoznosti, a UDMA povećava čvrstoću jer ima viši stupanj polimerizacije od BisGMA. TEGDMA se također koristi za smanjenje viskoznosti, ali ne u postotku većem od 10% jer može imati suprotan učinak i uzrokovati povećano polimerizacijsko skupljanje (27).

Još jedan primjer polimera za 3D ispis je vosak koji se povezuje uz FDM tehnologiju.

Keramika se tek nedavno počela uzimati u obzir kao materijal koji se može koristiti kod aditivne tehnologije. Postoje ograničenja u njezinoj primjeni zbog intrinzični loših mehaničkih svojstava keramike, točnosti dobivenih objekata, njihove gustoće i površinske obrade.

Visoka temperatura tališta keramika otežava njihovo otapanje normalnim metodama zagrijavanja. Iako je moguće otopiti neke keramike, taj postupak može uzrokovati stvaranje novih faza materijala. Tijekom hlađenja može doći do nastanka toplinskog šoka koji će stvoriti pukotine u završnom proizvodu. Uz to, nekoliko čimbenika vezanih uz obradu keramike i karakteristike sirovog materijala mogu djelovati na poroznost finalnog objekta. Povećana poroznost pogoršava mehanička svojstva materijala, ali može biti prednost za rast stanica i fiksaciju implantata pa zato dobro treba odrediti ravnotežu između svojstva materijala i biološke koristi.

Tehnologija ispisa koja bi bila izbor za ovaj materijal je *inkjet* ispisivanje. U većini slučajeva koristi se presinterirana keramika koja je izrađena od mješavina praha s organskim ili anorganskim vezivom. Nakon toga je potrebna daljnja obrada uklanjanja organskog veziva te sinteriranje (20).

Li i sur. istražuju preciznost krunice iz cirkonij-oksidge keramike izrađene SLA tehnologijom. Istraživanje dokazuje da je krunicu moguće izraditi, no SLA tehnologija, koja se predstavlja kao jedna od boljih aditivnih tehnologija za polimere, ne daje iste rezultate s keramikom.

Čvrstoća izrađene krunice daje zadovoljavajuće rezultate, no njezina unutarnja i marginalna adaptacija nisu osigurale uvjete da bi se koristila u kliničkom radu (28).

Iako se sve više pokušavaju proizvoditi keramički protetski nadomjesci 3D ispisom, i dalje takvi nadomjesci imaju lošija mehanička svojstva od konvencionalno izrađenih te je potreban dodatni napredak u ovom području da bi se ispisivanje keramike koristilo u svakodnevnom kliničkom radu (20).

4.2. Modeli

Jedna od prvih uporaba aditivne tehnologije je ispis raznih vrsta modela, (Slika 1.). To može biti dijagnostički, anatomski ili radni model.

Ispis modela izvršit će se kad se otisak uzima intraoralnim skeniranjem, a konačni rad se planira u potpunosti ili djelomično (na primjer keramika na ispisani metalni kostur) izraditi konvencionalno u laboratoriju. Velika prednost je što kod digitalnog načina rada nije potrebno čuvati modele u fizičkom obliku, već je model pohranjen u računalu i uvijek kada je potrebno ispisati novi, to se može izvršiti na jednostavan i brz način.

Za izradu modela koriste se fotopolimerizirajuće smole, najčešće na bazi metakrilata te poliuretan. Polimeri omogućuju izradu modela koji su precizni, lagani, gusti i otporni na oštećenje prilikom izrade konačnog rada. Tehnologije koje se mogu koristiti su SLA, DLP i *inkjet* (19, 29, 30).

Prije ispisa modela bitno je u programu označiti hoće li se ispisivati samo jedan segment u okluziji ili će se ispisati cijeli modeli za artikulatork. Ako je potrebno, mogu se digitalno izraditi pomični bataljci za koje program sam odredi smjer umetanja, (Slika 2.) (31).

Patzelt i sur. proveli su istraživanje u kojem uspoređuju preciznost modela ispisanih SLA tehnologijom i glodanih modela. Ispisani i glodani modeli skenirani su laboratorijskim skenerom te su zatim preko softvera superponirani i uspoređena je njihova preciznost. Iako su oba modela imala klinički prihvatljivu preciznost, SLA modeli pokazali su se boljima (32).

Revilla-Leon i sur. usporedili su mogućnost dubliranja potpuno bezubog modela sa 6 analoga implantata koristeći aditivnu i konvencionalnu metodu. Analizirali su položaj implantata pomoću koordinatnog mjernog uređaja u x-, y- i z-osi. Svih 5 istraživanih adicijskih tehnologija točno su duplicirali, bez značajne razlike s konvencionalnom metodom. Uz to, dvije adicijske metode pokazale su veću preciznost u x- i z-osi od konvencionalnog načina (33).



SLIKA 1. Radni model ispisan 3D tehnologijom. Preuzeto s dopuštanjem autora: izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić



SLIKA 2. Bataljci ispisani 3D tehnologijom. Preuzeto s dopuštanjem autora: izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić

4.3. Individualna žlica

Tijekom digitalnog protokola individualnu žlicu za otiske potrebno je izraditi najčešće prilikom izrade potpune proteze jer se funkcijski otisak i dalje može izraditi samo konvencionalnim načinom. Druga česta uporaba je pri uzimanju otiska za implantate kada je potrebna dodatna preciznost. Ona se dizajnira u CAD softveru na virtualnom anatomskom modelu dobivenim intraoralnim skeniranjem čeljusti ili skeniranjem anatomskog otiska. Na modelu se označava rub buduće individualne žlice, a program automatski daje predložak konačnog rada koji se može ručno ispravljati. Na kraju se dobije žlica koja je kontrolirano i jednoliko udaljena od anatomskih struktura i omogućuje uzimanje preciznog otiska. Prednost je i mogućnost dodatne individualizacije žlice, npr. izrada zagriznih bedema. Materijal izbora je polimer uz SLS ili DLP tehnologiju (12, 19, 29, 34).

4.4. Udlaga

Pacijentima se sve više prepisuje udlaga kao terapijsko sredstvo za temporomandibularne poremećaje i parafunkcijske kretnje. Postupak izrade digitalnom tehnologijom započinje intraoralnim skeniranjem ili skeniranjem anatomskog modela pri čemu se dobije virtualni anatomski model. Bitno je prenijeti i položaj centrične relacije. Izradi se jig tako da se osigura prostor od oko 2 mm u području stražnjih zuba. Kad se mandibula dovede u položaj centrične relacije, između stražnjih zuba postavi se silikon za stabilizaciju položaja tijekom skeniranja. Zatim slijedi skeniranje intraoralnim skenerom.

Na virtualnom modelu se prvo ekstrudiraju sve površine zuba u debljini od 2 mm te se zatim odvoje od ostatka modela. Tako se dobije model buduće udlage. Rubovi se režu da bi se uklonili kontakti s gingivom, a osigura se dovoljan kontakt sa zubima. Kontakti se provjeravaju virtualnim artikulatorom. Plohe se još dodatno oblikuju i zaglade. Minimalna debljina udlage ovisi o debljini laserske zrake i dubini polimerizacije. Tehnologija ispisa je SLS ili DLP. Nakon ispisa udlage potrebna je dodatna obrada, odnosno uklanjanje viška smole, dodatna polimerizacija cijele udlage i poliranje (11, 35).

4.5. Kirurška šablona za implantate

Kada se govori o digitalnom protokolu izrade implantata misli se na kirurški postupak u kojem se koristi kirurška šablona izrađena aditivnom tehnologijom na temelju digitalne datoteke dobivene CBCT uređajem, (Slika 3.). Ispisane kirurške šablone ušle su u implantološki tijek rada 2000. godine. Najčešće korištena tehnologija je stereolitografija.

Postupak se sastoji od tri faze. Prva faza je CBCT snimanje čeljusti te uzimanje otisaka (za veću preciznost najbolje individualnom žlicom dobivenom 3D pisačem). U drugoj fazi šablona se modelira u CAD softveru prema kirurškom planu, arhitekturi alveolarne mukoze, bataljcima i okluzalnim trećinama zubi. Treća faza označava 3D ispis od polimernog materijala. Nakon što se ispiše, potrebno je dodatno manualno postaviti metalne nastavke. Metalni nastavci potrebni su za stabilizaciju tijekom kirurškog postupka. Njihova pozicija, visina i dizajn određuju se digitalno u softveru te su univerzalni za svaku vrstu i promjer implantata.

Na preciznost kirurške šablone utječu brojni čimbenici, kao što su brzina lasera, kut nagiba, broj slojeva, skupljanje materijala između slojeva i količina potpornog materijala (29, 36).



SLIKA 3. Kirurška šablona ispisana 3D tehnologijom. Preuzeto s dopuštenjem autora: izv. prof. dr. sc. Nikša Dulčić

Postoje brojne studije koje istražuju točnost kirurške šablone proizvedene adicijskom tehnologijom. D'haese i sur. ugradili su 78 implantata na 13 pacijenata pomoću 3D ispisanih kirurških šablona. Odstupanja u položaju implantata zbog netočnosti kirurškog predloška proizvedenog SLA tehnologijom bila su manja od 0,25 mm te su zaključili da nije vjerojatno da proces proizvodnje šablone ima veliki utjecaj na njezinu točnost i preciznost (37).

Turbush i sur. dokazali su da su kirurške šablone izrađene SLA tehnologijom prilično precizne, s angularnom devijacijom od 2°, a linearnom devijacijom od 1,1 mm koronarno i 2 mm u području apeksa (38)

4.6. Potpuna proteza

Početak izrade potpune proteze digitalnom tehnologijom datira iz 1994. godine kad su Maeda i sur. izradili potpunu protezu 3D tehnologijom. Korištena je SLA tehnologija, a materijal izbora bila je autopolimerizirajuća akrilatna smola (39).

Od tada do danas bilježi se napredak u digitalnoj dentalnoj medicini, ali izrada potpune proteze i dalje ima brojna ograničenja. Jedan od vodećih problema je uzimanje digitalnog otiska. Intraoralno skeniranje bezube čeljusti ne može ući u kliničku uporabu zbog nedostatka referenci na mekom tkivu, mobilnosti mekog tkiva na perifernim područjima, prisutnosti sline te otežanog prikazivanja ekstenzija mekog tkiva koje bi inače prikazali funkcijskim otiskom (1, 40). Stoga je potrebno kombinirati konvencionalne i digitalne tehnike za dobivanje kvalitetnog i preciznog konačnog rada. Slika 4 prikazuje shemu mogućih protokola izrade. Plavo obojani su digitalni postupci, a crvenom bojom je označen danas najprecizniji način rada, (Slika 4.). Potreban je dodatan napredak tehnologije i kliničkih studija da bi se više digitalnih postupaka preuzelo u protokol izrade potpune proteze.

Više tvrtki na tržištu nudi programe za dizajniranje potpune proteze, a najpoznatiji su Denture Design (3Shape), Full Denture Module (Exocad) i Digital Denture (Ivoclar Vivadent). Svaki program ima slično načelo rada u kojemu se pri dizajniranju potpune proteze određuje okluzalna ravnina, provodi se analiza modela, određuju se rubovi proteze i smjer njenog unošenja. Zatim se provodi odabir zubi iz knjižnice zubi, postavljaju se, te se svaki zub može dodatno prilagođavati i mijenjati. Završni dizajn pripada bazi proteze (40–42).

Nakon što je proteza dizajnirana, prvo je potrebno ispisati *try in* protezu. Ona je potrebna za probu funkcije i estetike budućeg rada. Najčešće se ispisuje u jednom komadu od bijelog

PMMA. Nedostatak *try in* proteze s obzirom na konvencionalnu probu proteze je manja sloboda mijenjanja položaja zubi. Kako bi se taj problem riješio, moguće je ispisati samo bazu proteze, a zubi se mogu postaviti pomoću voska kako bi im se lakše mijenjao položaj (1).

Ispis konačne proteze radi se u 2 komada. Prvo se ispisuje baza od rozog PMMA. Zubi se mogu posebno ispisivati od bijelog PMMA ili se mogu koristiti prefabricirani zubi za proteze. Zbog boljih mehaničkih svojstava, materijal izbora može biti i PMMA ojačan TiO₂. *Vericore Gradient* PMMA je estetski poboljšani akrilat koji ima prijelaz boja i translucencije od cervikalno prema incizalno, odnosno okluzalno i daje prirodan izgled zubi.

Tehnologija 3D ispisa je DLP ili SLA.

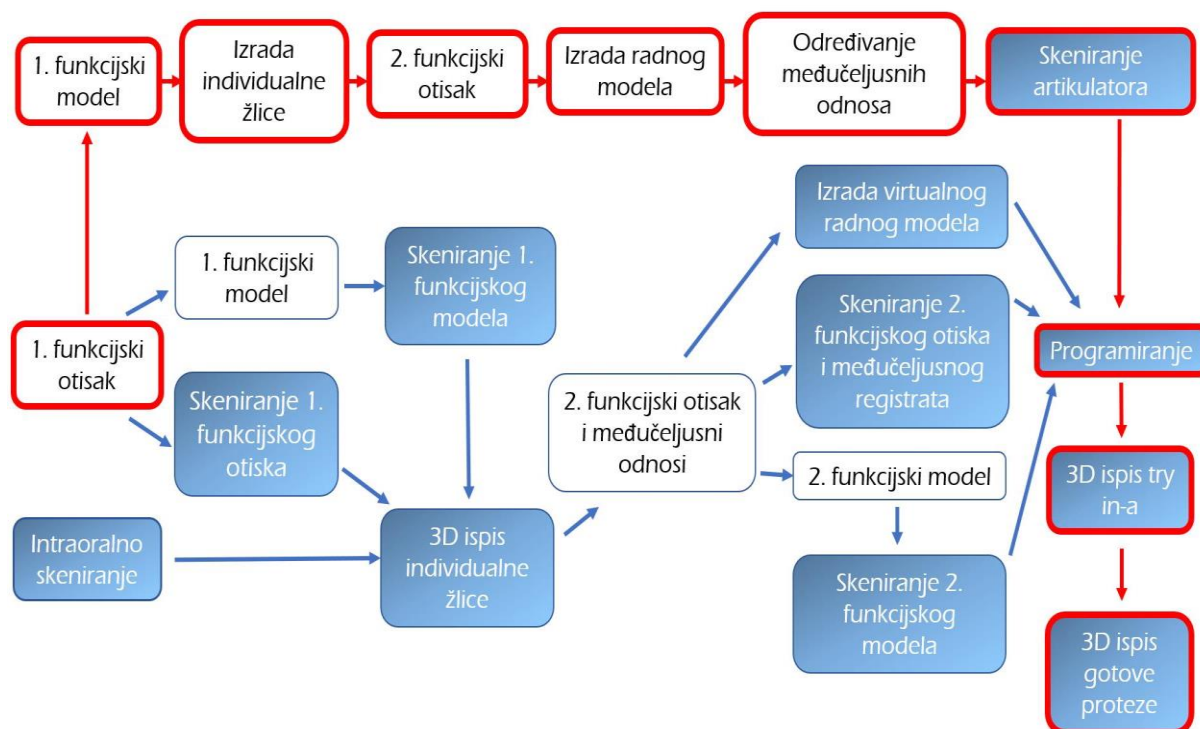
Kao pomoć u postavljanju zubi u bazu proteze može se koristiti predložak za postavu zubi. To je šablona izgledana iz polioksimetilena koja pokazuje točan položaj svakog zuba po tome kako je prethodno određeno u programu. Ona je pogotovo korisna kada se koriste prefabricirani zubi. Nakon što se proteza ispiše, potrebna je završna obrada. To podrazumijeva uklanjanje rezidualnog polimera u 91%-tnom izopropilnom alkoholu, dodatnu polimerizaciju cijele proteze i uklanjanje potpornih struktura. Zatim se u alveole baze stavi fotopolimerizirajuća smola te postavljaju zubi. Višak smole se ukloni, sve se još jednom polimerizira i na kraju se cijela proteza polira i predaje pacijentu (12, 40–42).

Glavna prednost digitalnog protokola je manji broj posjeta što dovodi do veće produkcije i manjih troškova. Proteza se može izraditi u 2 do 3 posjete. Druge prednosti su manja poroznost, manja mogućnost kontaminacije mikroorganizmima i jednostavna izrada nove proteze. Prednost je i u tome što izostaje kontrakcija akrilata koja se u konvencionalnom načinu pojavljuje tijekom polimerizacije.

Nedostatci su nemogućnost precizne digitalne registracije međučeljusnih odnosa i položaja gornje čeljusti u odnosu na bazu lubanje, ograničenja *try in* proteze (mogući estetski i funkcionalni problemi i veći troškovi laboratorija) te manje podataka i iskustava s digitalnim načinom rada u odnosu na konvencionalnu izradu. Također, ograničen je ispis više različitih materijala i boja, a potrebna je i velika investicija u opremu i edukaciju. Dugoročna dimenzijska stabilnost i stabilnost boje, biokompatibilnost, mehanička svojstva i preciznost veze između baze i zubi stavke su koje je potrebno dodatno istražiti (1, 12, 40).

Inokoshi i sur. usporedili su proteze napravljene na konvencionalan način i 3D tehnologijom (*polyjet*) na 10 pacijenata. Prema ocjenama pacijenata, obje proteze su bile jednake u estetici, stabilizaciji, udobnosti i sveukupnom zadovoljstvu, dok su se ispisane proteze pokazale bitno

bolje u ocjenama protetičara prema vremenu koje je pacijent proveo u ordinaciji, stabilnosti proteze i sveukupnom zadovoljstvu (43).



SLIKA 4. Shema mogućih protokola izrade potpune proteze.

4.7. Djelomična proteza

3D ispis metalne baze djelomične proteze je u kliničkoj uporabi, no kada se govori o 3D ispisu nemetalne djelomične proteze, uporaba je i dalje dosta ograničena i neistražena. SLA i DLP tehnologija mogu se koristiti za ispis voštanih predložaka baze djelomične proteze od kojih se onda na klasičan način izgaranja voska izrađuje metalna osnova (1, 17).

Hussein i sur. prikazali su slučaj izrade baze djelomične proteze izrađene od polimernog materijala. Skenirali su model laboratorijskim skenerom. Zatim su odredili smjer umetanja, popunili podminirana mjesta, nacrtali komponente buduće baze proteze koje su onda postavili 0,5 mm od alveolarnog grebena. Povećan je volumen i sve zaglađeno. Finalni rad se pokazao precizan, dosjed je bio dobar, a tehnika modeliranja jednostavna, brza i precizna (44).

4.8. Privremene krunice

Jedan od postupaka koji može imati najviše koristi od nedavnog razvoja u tehnologiji 3D ispisa je izrada privremenih, odnosno provizornih krunica i mostova, (Slika 5.). Modeliranje krunice je vrlo jednostavno, a ispis jedne krunice može biti gotov za 10 do 20 minuta. Dolazi do promjene u načinu rada - dok doktor dentalne medicine radi na pacijentu, provizorij se ispisuje te ga pacijent dobije odmah u istoj posjeti, bez čekanja. To može povećati produktivnost klinike i omogućuje praktičniji način izrade provizorija (45).

Postupak izrade započinje brušenjem zuba za krunicu. Zatim slijedi intraoralno skeniranje ili uzimanje konvencionalnog otiska i njegovo skeniranje laboratorijskim skenerom. Na virtualnom radnom modelu označi se područje rada i granica preparacije. Prednost CAD programa je u tome što se može jednostavno i precizno izračunati udaljenost između bataljka i antagonističkog zuba, automatski prikazuje podminirana mjesta i moguće smetnje te okluzalne kontakte. Pri dizajniranju krunice odmah uzima u obzir debljinu cementa, koja se može i manualno mijenjati. Bitno se smanjuje rizik od zaostalih tankih područja krunice koji bi kasnije mogli dovesti do defekata ili fraktura tijekom funkcije.

Zadnji korak prije ispisa je određivanje smjera ispisivanja i postavljanje potpornih pinova. Pinovi se nikad ne smiju postavljati s unutarnje strane ili uz marginalni rub kako bi odstranjivanje bilo lakše i, još bitnije, kako bi osigurali dobar dosjed na bataljak. Također, treba ih biti što više da ne bi došlo do pomaka koji bi doveli do pogrešaka u ispisu.

Materijal izbora je jedan od fotopolimera koje proizvođači uglavnom kategoriziraju po primjeni, tako da se odabire materijal za ispis krunica i mostova. Kad se krunica ispiše i uklone pinovi, potrebna je dodatna polimerizacija da bi rad imao svoju konačnu boju i čvrstoću te bio spreman za cementiranje (31).

Mai i sur. uspoređuju dosjed krunica izrađenih aditivnom, subtrakcijskom i konvencionalnom tehnologijom. 3D ispisane krunice pokazale su se točnije i imale su postojanije rezultate u proksimalnim, rubnim i unutarnjim regijama od krunica izrađenih glodanjem i konvencionalnom metodom. Konvencionalne krunice pokazale su najveće odstupanje od ostalih skupina uz manjkave kontakte. Glavni razlog je volumetrijsko skupljanje smole tijekom polimerizacije (46).

Tahayeri i sur. napravili su *in vitro* istraživanje ispisa provizorija SLA tehnologijom kako bi utvrdili imaju li novi polimeri za 3D ispis svojstva u istom rangu kao komercijalni proizvodi

koji se do sad uspješno koriste za ispis šablona, udlaga i modela. Dokazali su da kut ispisa i postavke u programu određene za različite vrste smola djeluju na preciznost krunica. Debljina sloja nije imala utjecaj na mehanička svojstva. Zaključeno je da na tržištu dostupni restorativni materijali za 3D ispis i 3D sustav za ispis koji se koristio u istraživanju omogućuju zadovoljavajuća mehanička svojstva za intraoralnu upotrebu privremenih restauracija (45).

Alharbi i sur. ispisivali su krunice SLA tehnologijom u 9 različitih smjerova i uz 2 vrste potpore (debeli i tanki tip) dobivši tako 18 grupa. Dokazali su da je odabir kuta ispisa ključan i određuje broj potpornih struktura. Kut od 90 stupnjeva pokazivao je najmanju pogrešku, ali u tom slučaju potporni pinovi su zauzimali cijelu lingvalnu plohu i nalazili su se blizu marginalne granice. Kut od 120 stupnjeva imao je pinove najudaljenije od kritičnog područja. Nije dokazana razlika u preciznosti između broja potpornih struktura, već je bitnija njihova raspodjela. Dokazano je da se veća potpora postiže uporabom većeg broja tankih pinova (47).



SLIKA 5. Privremeni most ispisan 3D tehnologijom. Preuzeto s dopuštenjem autora: izv.

prof. dr. sc. Nikša Dulčić

Kad su se 3D pisači tek pojavili na tržištu, primjena je bila vrlo ograničena zbog dugog vremena proizvodnje (6 – 8 sati za jedan rad), veličine opreme i visoke cijene 3D pisaa. Danas se na tržištu nalaze 3D pisači koji su jeftiniji, manje veličine, velike brzine ispisa i dostupan je velik broj novih materijala za 3D ispis (1).

Prednosti u odnosu na konvencionalan način rada su ušteda vremena, izbjegavaju se greške koje se mogu pojaviti u brojnim fazama rada u laboratoriju te je moguća izrada kompleksnih oblika bez potrebe za posebnim alatom. CAM tehnologija omogućava brže i jednostavnije dizajniranje te osigurava tehničaru bolju vizualizaciju budućeg rada. Lakša je komunikacija između doktora dentalne medicine i tehničara. Uz to se dobije rad koji je vrlo precizan i ima dobar dosjed. Ukupno uzevši, 3D ispis donosi inovaciju u dentalnoj medicini koja uspješno zamjenjuje način rada koji je bio prisutan stotinama godina (23, 31).

Subtrakcijska tehnologija također ima brojne prednosti što se tiče dizajniranja rada, no ima nedostatke u usporedbi s adicijskom tehnologijom. Trošak velike količine sirovog materijala može doseći čak 90%. Svrkla u glodalici se troše, što je često teško primijetiti na vrijeme, pa može dovesti do mikroskopskih pukotina u materijalu. 3D ispisom može se postići više detalja, dok je kod glodanja površinska rezolucija određena promjerom najmanjeg svrdla i nije moguće postići složene geometrijske oblike. Ispisivanjem se stvara manje topline i buke te nema potrebe zamjene svrdala i primjene sile kao tijekom glodanja (16, 17, 48).

Ipak, 3D ispis ima i nedostatke. Ispis keramika je i dalje ograničen te subtrakcijska tehnologija definitivno prednjači u tom području. Izradom potpornih pinova potrebno je dodatno vrijeme za njihovo uklanjanje te poliranje površine. Iako se cijena pisaa i materijala s godinama smanjuje, ulaganje u cijelu opremu te edukaciju doktora dentalne medicine i tehničara predstavlja veliki trošak za ordinaciju. Materijali koji se nalaze na tržištu kompatibilni su samo s pisaaima tih istih tvrtki, a često su takvi materijali skupi i ograničene dostupnosti. Glavni problem je što su 3D pisači novitet i brojni doktori dentalne medicine i tehničari nisu spremni učiti i mijenjati svoj dobro poznati način rada. Uz to, malen je broj informacija o svojstvima materijala i pisaa te su potrebna dodatna istraživanja o njihovoj preciznosti i isplativosti (22, 23, 45).

Preciznost rada ispisanog aditivnom 3D tehnologijom ovisi o više čimbenika. Zbog slojevanja materijala prilikom ispisa, vanjska površina ima tendenciju stepeničastog i grubog izgleda. Taj fenomen se naziva efekt stubišta. On nepovoljno utječe na površinsku teksturu i dimenzijsku točnost objekta i može predstavljati klinički problem ako protetski rad nije poliran. Okomiti

zidovi su minimalno zahvaćeni efektom stubišta, dok su kose površine pod većim utjecajem. To dovodi do zabrinutosti u pogledu točnosti okluzijskih površina protetskih nadomjestaka.

Bitan faktor za točnost i preciznost protetskog rada je debljina sloja pri ispisu. Ona može varirati između 20 i 150 μm za pisane s fotopolimerizacijom. Debljina sloja može utjecati na ukupnu čvrstoću objekta. Tanji slojevi stvaraju precizniji objekt, ali povećavaju broj slojeva, čime eksponencijalno raste vrijeme izrade. Osim toga, što je uža zraka polimerizacijskog svjetla, veća je točnost konačnog rada (1, 32, 40).

Pokazalo se da mehanička svojstva materijala izotropne prirode (kao što su polimeri), mogu biti ovisna o orijentaciji ispisa. Dokazano je i da je adhezija između slojeva slabija od adhezije unutar istog sloja, a ovisi o uvjetima pod kojima dolazi do polimerizacije (45).

Fotopolimerizacija, koja je obično popraćena skupljanjem materijala, može uzrokovati dvije vrste dimenzijske distorzije: skupljanje povezano s polimerizacijom i termička ekspanzija ili kontrakcija. Skupljanje povezano s polimerizacijom uzrokovano je promjenama udaljenosti kemijskih veza nopolimeriziranog monomera, dok se termička ekspanzija ili kontrakcija događaju kad se temperatura u smoli promijeni prilikom egzotermne polimerizacije. Osjetljivost prema UV svjetlu, toplini i kisiku zahtijevaju posebnu pohranu i zaštitu ispisanog objekta da bi se prevenirao nastanak pukotina, gubitak sjaja, gubitak pigmentacije i korozija (32).

Reymus i sur. su u *in vitro* studiji ispitivali svojstva tročlanog mosta ispisanog od više vrsta polimernih materijala. Mostovi koji su bili postavljeni u distalnoj ili bukalnoj orijentaciji pokazivali su veću otpornost na lom nego oni postavljeni okluzalno. Objašnjenje leži u tome da kad je rad postavljen distalno, slojevi su orijentirani okomito na smjer opterećenja, pa je adhezija između slojeva jaka. Problem je što je u tom slučaju potreban veći broj slojeva i time duži ispis. U bukalnoj orijentaciji potporne strukture nisu postavljene na funkcijski bitnoj okluzalnoj plohi te su stoga zaključili da bukalna orijentacija krunice daje najbolje rezultate. Za bolja biološka svojstva i kliničku izvedbu potrebna je naknadna polimerizacija nakon ispisa. Dokazan je i pad otpornosti na lom sa starenjem materijala, što znači da je upotreba svakog materijala vremenski ograničena (49).

Tehnologija izbora za ispis polimera bila bi DLP tehnologija. Velika prednost nad SLA tehnologijom je što polimerizira cijeli sloj u isto vrijeme pa je ispis brži i neovisan o broju objekata. Osim toga, DLP tehnologijom stvara se kemijska veza između polimera između slojeva, što rezultira velikom gustoćom i jakom vezom (21).

Nalazimo se u razdoblju u kojem se dentalna medicina brzo mijenja. Tehnologija i digitalizacija svakim danom sve više ulaze u svakidašnji klinički rad. 3D pisaci su na tržištu prisutni od 1988. godine, ali zadnjih nekoliko godina njihov razvoj i primjena u dentalnoj medicini izrazito brzo rastu. Cijena im postaje pristupačnija, povećava se broj materijala na tržištu, povećava se brzina i sve su veće indikacije za njihovu upotrebu. Osim toga, eksponencijalno raste broj istraživanja i preglednih članaka o 3D ispisu u raznim granama dentalne medicine. U protetici je zbog digitalizacije smanjen broj posjeta, a tehničari prelaze na potpuno nov način rada. Moguće je svaku površinu i svaki kontakt budućeg protetskog rada vrlo jednostavno prikazati, analizirati i pohraniti. Ispis nemetalnih protetskih radova široko je rasprostranjen, a vodeći materijali za 3D pisace su polimeri. Ispis modela u sve više laboratorija je zamijenio klasično izlivanje otiska iz sadre. Ispis provizorija je odlično rješenje kad je potreban dugotrajni privremeni rad. Digitalno izrađena potpuna proteza nije još na razini da preciznošću zamijeni konvencionalan način rada, ali uz ovakvu brzinu digitalizacije za očekivati je da će se i to brzo dogoditi. Treba prihvatiti promjene koje nudi tehnologija, treba učiti, čitati novu literaturu i uvijek primjenjivati novitete u radu. Nudi se prilika izrade protetskih radova na jednostavan način, uz zadržavanje kreativnosti. Treba biti dio digitalne dentalne medicine.

1. Tamimi F, Hirayama H. Digital Restorative Dentistry A Guide to Materials, Equipment and Clinical Procedures. 1st ed. Cham:Springer Nature Switzerland AG; 2019.
2. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British dental journal*. 2015;219(11):521-9.
3. Van Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dental materials*. 2012;28(1):3-12.
4. 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.
5. Juran A. 3D pisači u fiksnoj protetici [diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2018. 39p.
6. Kuntić L. Otisci u dentalnoj protetici [diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2018. 49p.
7. Kršek H, Dulčić N. Funkcijski otisci u terapiji potpunim i pokrovnim protezama. *Acta stomatologica Croatica*. 2015;49(1):45-53.
8. Porter JL, Carrico CK, Lindauer SJ, Tüfekçi E. Comparison of intraoral and extraoral scanners on the accuracy of digital model articulation. *Journal of orthodontics*. 2018;45(4):275-82.
9. Vandenberghe B. The digital patient—Imaging science in dentistry. *Journal of dentistry*. 2018;74:S21-6.
10. Stanley M, Paz AG, Miguel I, Coachman C. Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: case report. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):1-8.
11. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;121(4):576-80.
12. Bonnet G, Batische C, Bessadet M, Nicolas E, Veyrone JL. A new digital denture procedure: a first practitioners appraisal. *BMC oral Health*. 2017;17(1).
13. amangirrbach.com [Internet]. Koblach: Amann Girrbach AG; c.2020 [cited 2020 Aug 16]. Available from: <https://www.amangirrbach.com/en/products/articulation/digital-facebow/>
14. Maestre-Ferrín L, Romero-Millán J, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Virtual articulator for the analysis of dental occlusion: An update. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2012;17(1).
15. Miloš L. Primjena CAD/CAM tehnologije u izradi potpuno keramičkih nadomjestaka [diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2018. 46p.

16. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry—state of the art. *Operative Dentistry*. 2020;45(1):30-40.
17. Katreva I, Dikova T, Abadzhiev M, Tonchev T, Dzhendov D, Simov M, et al. 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*. 2016;2(1):7-11.
18. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of oral biology and craniofacial research*. 2019;9(3):179-85.
19. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):146-58.
20. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*. 2019;35(6):825-46.
21. Moraru E, Besnea D, Dontu O, Gheorghe GI, Constantin V. Applications of additive technologies in realization of customized dental prosthesesr. *International Journal of Mechatronics and Applied Mechanics*. 2018;(3).66-71.
22. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26(2):156-63.
23. Haleem A, Javaid M. Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. *Clinical Epidemiology and Global Health*. 2019;7(4):654-60.
24. Oberoi G, Nitsch S, Edelmayer M, Janjić K, Müller AS, Agis H. 3D Printing—encompassing the facets of dentistry. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2018;6.
25. Chen SG, Yang J, Jia YG, Lu B, Ren L. TiO₂ and PEEK reinforced 3D printing PMMA composite resin for dental denture base applications. *Nanomaterials*. 2019;9(7).
26. Totu EE, Nechifor AC, Nechifor G, Aboul-Enein HY, Cristache CM. Poly (methyl methacrylate) with TiO₂ nanoparticles inclusion for stereolithographic complete denture manufacturing— the fututre in dental care for elderly edentulous patients?. *Journal of dentistry*. 2017;59:68-77.
27. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;123(2):349-54.

28. Li R, Wang Y, Hu M, Wang Y, Xv Y, Liu Y, et al. Strength and Adaptation of Stereolithography-Fabricated Zirconia Dental Crowns: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics*. 2019;32:439–43.
29. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology*. 2020;108(3):331-8.
30. Bukhari S, Goodacre BJ, AlHelal A, Kattadiyil MT, Richardson PM. Three-dimensional printing in contemporary fixed prosthodontics: A technique article. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):530-4.
31. Katreva I, Dikova T, Tonchev T. 3D printing—an alternative of conventional crown fabrication: a case report. *Journal of IMAB—Annual Proceeding Scientific Papers*. 2018;24(2):2048-54.
32. Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *The Journal of the American Dental Association*. 2014;145(11):1133-40.
33. Revilla-León M, Gonzalez-Martín Ó, Pérez López J, Sánchez-Rubio JL, Özcan M. Position Accuracy of Implant Analogs on 3D Printed Polymer versus Conventional Dental Stone Casts Measured Using a Coordinate Measuring Machine. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27:560–7.
34. Revilla-León M, Sánchez-Rubio JL, Oteo-Calatayud J, Özcan M. Impression technique for a complete-arch prosthesis with multiple implants using additive manufacturing technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117:714–20.
35. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*. 2013;10(84).
36. Di Giacomo GDA, Cury PR, da Silva AM, da Silva JV, Ajzen SA. A selective laser sintering prototype guide used to fabricate immediate interim fixed complete arch prostheses in flapless dental implant surgery: Technique description and clinical results. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(6):874-9.
37. D'haese J, Van De Velde T, Elaut L, De Bruyn H. A Prospective Study on the Accuracy of Mucosally Supported Stereolithographic Surgical Guides in Fully Edentulous Maxillae. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14(2).

38. Turbush SK, Turkyilmaz I. Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;108:181–8.
39. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont*. 1994;7(1):17–21.
40. Lin WS, Harris BT, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: a proof-of-concept technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(3):331-4.
41. Venezia P, Lacasella P. Digitalno izrađene potpune proteze Prva klinička i tehnička iskustva sa sustavom Digital Denture System - prikaz slučaja. *Dental Tribune Croatian Edition*. 2017;2:10-1.
42. ivoclardigital.com [Internet]. Schaan: Ivoclar Vivadent AG; c.2020 [cited 2020 Aug 16]. Available from: <https://www.ivoclardigital.com/en/laboratory/material/removable-prosthetics>
43. Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dental materials journal*. 2012.
44. Hussein MO, Hussein LA. Novel 3D modeling technique of removable partial denture framework manufactured by 3D printing technology. *Int J Adv Res*. 2014;2:686-94.
45. 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. *Dental Materials*. 2018;34(2):192-200.
46. Mai HN, Lee KB, Lee DH. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(2):208-15.
47. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *The International Journal of Prosthodontics*. 2016;29:503–10.
48. Park GS, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Seo DG. Effects of printing parameters on the fit of implant-supported 3D printing resin prosthetics. *Materials*. 2019;12(16).
49. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*. 2020;24(2):701-10.

Anna Pilipović rođena je 11. lipnja 1996. u Bietigheim-Bissingenu u Njemačkoj. Pohađala je Osnovnu školu Šime Budinića, a 2010. godine upisala je Gimnaziju Jurja Barakovića u Zadru. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu upisala je 2014. godine.

Tijekom studija bila je članica Studentske sekcije za protetiku. 2017. godine bila je članica Organizacijskog odbora Simpozija studenata dentalne medicine (SSDM), na kojem je iste godine aktivno sudjelovala s predavanjem na temu "Stress breakers – kako distribuirati sile na protetskim radovima". 2018. godine na Simpoziju je držala predavanje s nazivom "Je li stiglo vrijeme za digitalizaciju u mobilnoj protetici?".

Tijekom studija bila je članica pjevačkog zbora Z(u)bor zbog čega je 2018. godine dobila Rektorovu nagradu za društveno koristan rad.

Uz studiranje je radila kao asistentica u privatnoj stomatološkoj ordinaciji.

U svibnju 2018. godine u sklopu *European Visiting programa* (EVP) sudjelovala je na razmjeni u Strasbourgu, a u ožujku 2019. u Bukureštu. 2019. godine bila je članica Organizacijskog odbora EVP Zagreb.

Svoj 11. semestar provela je na *Erasmus+* programu na Ernst Moritz Arndt Sveučilištu u Greifswaldu u Njemačkoj.

Autorica je stručnog članka u studentskom časopisu Sonda pod nazivom "Stress breakers – kako distribuirati sile na protetskim radovima".