

# Digitalna analiza i usporedba trodimenzionalno skeniranih otisaka iz alginata, polivinilsiloksana i polietera potpuno bezubog pacijenta

---

Miloš, Manuela

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:127:179510>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-08-06**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Manuela Miloš

**DIGITALNA ANALIZA I USPOREDBA  
TRODIMENZIONALNO SKENIRANIH  
OTISAKA IZ ALGINATA,  
POLIVINILSILOKSANA I POLIETERA  
POTPUNO BEZUBOG PACIJENTA**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2023.

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

Mentor rada: doc. dr. sc. Maja Žagar, Zavod za mobilnu protetiku Stomatološkog fakulteta

Lektor hrvatskog jezika: Mia Karanović, mag. educ. philol. croat. et phil.

Lektor engleskog jezika: Goranka Šimić, prof.

Rad sadrži: 40 stranica

1 tablica

18 slika

CD

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

## **Zahvala**

Zahvaljujem dragoj mentorici doc. dr. sc. Maji Žagar na svom angažmanu, strpljenju i pomoći prilikom izrade ovog rada.

Hvala doc. dr. sc. Davoru Illešu i prof. dr. sc. Dubravki Knezović-Zlatarić na svojoj pomoći prilikom izvođenja prikaza slučaja.

Veliko hvala mom dečku i svim dragim prijateljima na svojoj podršci, pomoći, ohrabrenju, ali ponajviše na brojnim lijepim trenucima kojima su obogatili moje iskustvo studiranja.

Osobito zahvaljujem svojim roditeljima i bratu na svakoj ohrabrujućoj riječi, savjetu i vjeri u mene tijekom čitavog obrazovanja. Hvala cijeloj mojoj obitelji na neizmjerne ljubavi i podršci.

Hvala Ti.

# **DIGITALNA ANALIZA I USPOREDBA TRODIMENZIONALNO SKENIRANIH OTISAKA IZ ALGINATA, POLIVINILSILOKSANA I POLIETERA POTPUNO BEZUBOG PACIJENTA**

## **Sažetak**

Otisni su postupci sastavni dio protetske opskrbe pacijenata. Budući da preciznost protetskog rada počiva na preciznosti radnog modela, važno je razumjeti faktore koji utječu na uspjeh otisnog postupka. Otisni materijali posjeduju različita svojstva poput preciznosti, elastičnosti, dimenzijske stabilnosti, hidrofilnosti i drugih. Dije se na elastične i neelastične otisne materijale. Danas u upotrebi dominiraju elastični materijali koji se dodatno dijele na hidrokoloide i sintetičke elastomere. Od hidrokoloida najčešće korišten materijal je alginat, dok se od sintetičkih elastomera uporabom ističu polivinilsiloksani i polieteri. Svaka od ovih vrsta otisnih materijala pokazuje određene prednosti i nedostatke, no indikacije za njihovu uporabu obuhvaćaju gotovo sve kliničke situacije. Suvremeno doba u dentalnu je medicinu dovelo i novi način registracije intraoralnog stanja uporabom intraoralnog skenera. Stvaranjem velikog broja preklapajućih slika, intraoralni skeneri softverskom obradom trodimenzionalno reproduciraju skeniranu regiju. Unatoč brzini, ugodnosti i preciznosti, visoka cijena predstavlja barijeru za njihovu širu primjenu.

Općenito smatra se da su polivinilsiloksani i polieteri zbog izvrsnih svojstava materijali izbora za izradu visokopreciznih radnih modela, dok se alginati koriste u situacijama kada visoka preciznost nije imperativ. Ipak, digitalnom analizom dimenzijskih i površinskih svojstava ovih triju skupina materijala nije dokazana smanjena vrijednost alginata u odnosu na polivinilsiloksan i polieter. Stoga se, iako su daljnja istraživanja još potrebna, postavlja pitanje upotrebljivosti alginata za izradu radnih modela.

**Ključne riječi:** analogni otisak, digitalni otisak, alginat, polivinilsiloksan, polieter

# **DIGITAL ANALYSIS AND COMPARISON OF THREE-DIMENSIONALLY SCANNED IMPRESSIONS FROM ALGINATE, POLYVINYLSILOXANE AND POLYETHER IN A COMPLETELY EDENTULOUS PATIENT**

## **Summary**

Impression procedures are an integral part of patients' prosthetic supply. Since the accuracy of prosthetic work relies on the precision of the working model, it is important to understand the factors that influence the success of the impression procedure. Impression materials possess different properties such as accuracy, elasticity, dimensional stability, hydrophilicity, and others. They are divided into elastic and non-elastic impression materials. Currently, elastic materials dominate the market and are further categorized into hydrocolloids and synthetic elastomers. The most commonly used hydrocolloid material is alginate, while polyvinylsiloxanes and polyethers stand out among synthetic elastomers. Each of these types of impression materials exhibits certain advantages and disadvantages, but their indications cover almost all clinical situations. The modern era has introduced a new way of registering intraoral conditions using intraoral scanners in dental medicine. By capturing a large number of overlapping images, intraoral scanners create a three-dimensional reproduction of the scanned region through software processing. Despite their speed, convenience, and precision, the high cost presents a barrier to their wider application.

In general, polyvinylsiloxanes and polyethers are considered materials of choice for fabricating high-precision working models, while alginates are used in situations where high precision is not imperative. However, through digital analysis of the dimensional and surface properties of these three material groups, the reduced value of alginates compared to polyvinylsiloxanes and polyethers has not been proven. Therefore, although further research is still needed, the usability of alginates for making working models is being questioned.

**Keywords:** analog impression, digital impression, alginate, polyvinylsiloxane, polyether

## SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. ANALOGNI OTISAK.....	3
2.1. Otisni materijali .....	5
2.1.1. Alginat.....	7
2.1.2. Polivinilsiloksan.....	9
2.1.3. Polieter .....	10
3. DIGITALNI OTISAK .....	12
4. PRIKAZ SLUČAJA .....	15
4.1. Skeniranje bezube čeljusti .....	16
4.2. Izrada virtualnog modela gornje čeljusti .....	17
4.3. Izrada individualne žlice.....	19
4.4. 3D printanje individualnih žlica .....	22
4.5. Proba individualne žlice i izrada funkcijskih rubova.....	23
4.6. Uzimanje analognih otisaka alginatom, polivinilsiloksanom i polieterom...24	
4.7. Skeniranje analognih otisaka i digitalna analiza.....	25
4.7.1. Kongruencija otisaka.....	25
4.7.2. Devijacija .....	26
4.7.3. Zakrivljenost .....	28
4.7.4. Hrapavost .....	28
4.8. Ograničenja studije .....	29
5. RASPRAVA .....	30
6. ZAKLJUČAK.....	33
7. LITERATURA .....	35
8. ŽIVOTOPIS.....	39

## **Popis skraćenica**

ABO – Američki odbor za ortodonciju (The American Board of Orthodontics)

CAD/CAM – Računalno potpomognuto projektiranje/računalno potpomognuta proizvodnja (computer-aided design/computer-aided manufacturing)

3D – trodimenzionalno





Izvedba protetskog rada, bilo fiksnog ili mobilnog, nezamisliva je bez postupka otiskivanja. Reprodukcijska detalja usne šupljine ne daje samo dijagnostički uvid u postojeće stanje, već pruža i temelje za izradu budućih protetskih nadomjestaka. Uvjet za preciznost budućeg protetskog rada leži u preciznosti radnog modela. Stoga, nije neobično da se već desetljećima naporno radi na poboljšanju svojstava materijala korištenih u postupku otiskivanja s ciljem dobivanja što je moguće preciznijeg radnog modela.

Materijali su s vremenom napredovali, od neelastičnih materijala poput sadre, kompozicijskih termoplastičnih materijala, cink-oksida eugenol paste i voskova, preko polisulfida i kondenzacijskih silikona do polivinilsiloksana i polietera koji se danas najčešće koriste za precizne otiske, ali i hidrokoloida čija je primjena itekako indicirana u velikom broju kliničkih slučajeva.

Kako digitalizacija nije zaobišla ni područje dentalne medicine, među suvremene otisne metode ubraja se još i intraoralno skeniranje. Ono nije klasična metoda otiskivanja budući da se ne temelji na uranjanju struktura u otisnu masu, već se oralno stanje registrira snimanjem multiplih fotografija čija softverska obrada u realnom vremenu dovodi do trodimenzionalne reprodukcije snimane regije.

Svrha ovog rada je prikazati karakteristike analognog i digitalnog otiskivanja, opisati svojstva najčešće korištenih otisnih materijala (alginata, polivinilsiloksana i polietera) te na temelju prikaza slučaja pokazati sličnosti i razlike među spomenutim materijalima.



Iako mu povijest seže još s početka prošlog stoljeća, princip uzimanja analognog otiska nije se značajnije mijenjao (1). Kako je i danas integralni dio dijagnostičkih procedura, a osobito protetskih zbrinjavanja pacijenata, važna uloga analognog otiska u dentalnoj medicini 21. stoljeća neosporna je. Stoga je od velike važnosti za doktore dentalne medicine poznavati prednosti i ograničenja uzimanja otisaka različitim materijalima te razumijevanje faktora koji utječu na uspjeh otisnog postupka.

Sama tehnika temelji se na dobivanju kopije oralne situacije otiskivanjem čeljusti odgovarajućim otisnim materijalom koji se u plastičnom stanju unosi u usta pacijenta pomoću žlice za otiske. Žlica se pridržava u ustima pacijenta do stvrdnjavanja otisnog materijala, nakon čega se pažljivo vadi iz usta kako bi se izbjeglo deformiranje otiska. Dobiveni otisak služi kao kalup iz kojeg se, nakon ispiranja i dezinfekcije, izlijeva model iz sadre unutar vremena propisanog od strane proizvođača otisnog materijala. Tako dobiveni model predstavlja repliku otisnute čeljusti (1).

Veliki broj faza rada predstavlja veću stopu rizika za pojavu pogreške. Kada se pak pogreška pojavi, postaje kumulativna jer se svakom idućom fazom rada ona multiplicira rezultirajući u konačnici neadekvatnim protetskim radom. Stoga je nužno takve pogreške svesti na minimum. Kako bi ispunio taj imperativ, kliničar mora voditi računa o mnogim parametrima poput: primjerenih uvjeta otiskivanja (suhoća otiskivanog područja, bez slina, krvi i plaka), odabira odgovarajuće žlice (njezine veličine, materijala od kojeg je izrađena, elemenata za retenciju otisne mase), potencijalne primjene adheziva (ovisno o odabiru otisnog materijala), odabira otisnog materijala (svojstva materijala, primjerenost njegove upotrebe u danoj situaciji, hidrofilnost, cijena), izrade stopera, smjera unosa žlice i njezinoj pravilnoj poziciji i pritisku prilikom otiskivanja, vremenu i načinu stvrdnjavanja otisnog materijala (kontinuiran ili „snap setting“), pažljivog uklanjanja otiska (kako bi se spriječile deformacije), detaljnog ispiranja i dezinfekcije prikladnim sredstvima (kako bi se izbjegla potencijalna diseminacija bakterija, ali i spriječilo narušavanje preciznosti otiska neadekvatnim sredstvima za dezinfekciju), vremena i uvjeta pohrane otisnog materijala do njegovog izlijevanja, pažljivog izlijevanja otiska (kako bi se izbjegla potencijalna inkluzija zraka s posljedičnim mjehurićima) te odabiru retrakcijskih konaca i ostalih sredstava za prikaz rubova preparacije (ukoliko otisak služi za izradu fiksno-protetskih nadomjestaka). Istraživanja pokazuju da i neki drugi parametri poput kontrole sobne temperature i korištenja individualnih žlica mogu poboljšati preciznost otiska (2-4). Iako svi prethodno navedeni čimbenici utječu na ishod otiskivanja, izbor otisnog materijala bi mogao imati najznačajniji utjecaj na preciznost otiska (4-6).

## 2.1. Otisni materijali

Otisni materijali u dentalnoj medicini posjeduju određena svojstva:

- preciznost,
- elastičnost/elastični oporavak,
- deformacija i otpornost na trganje,
- dimenzijska stabilnost,
- hidrofилnost,
- vlaženje i
- biokompatibilnost.

Preciznost radnog modela iz kojeg će se izrađivati budući protetski rad direktno je ovisna o preciznosti koju otisni materijal može isporučiti. Kako bi proizveo precizan odljev, otisni materijal mora moći reproducirati fine detalje od 25  $\mu\text{m}$  ili manje. Pritom važnu ulogu ima viskoznost samog materijala. Na tržištu postoje otisni materijali različitih viskoznosti – od rijetkih do kitastih. Za registraciju finih detalja potrebna je niska viskoznost otisnog materijala, dok su visoko-viskozni, kitasti materijali ograničeni na reprodukciju detalja do 75  $\mu\text{m}$  (7). Ipak, nisko-viskozni materijali pokazuju velik stupanj polimerizacijskog skupljanja tijekom stvrdnjavanja zbog čega se preporuča koristiti male količine nisko-viskoznih otisnih materijala za preciznu registraciju marginalnih preparacija, dok se ostatak otiska uzima visoko-viskoznim materijalima (8).

Elastičnost je svojstvo koje podrazumijeva promjenu oblika materijala uslijed pritiska, dok se njegovom eliminacijom materijal vraća u početne dimenzije, odnosno pokazuje svojstvo elastičnog oporavka (9). Ono omogućava jednostavno uklanjanje otiska iz usta, minimizirajući rizik za trajnu distorziju ili trganje (7). Nijedan materijal na tržištu ne posjeduje stopostotnu vrijednost elastičnog oporavka, no neke su se vrste materijala približile toj vrijednosti s iznosom elastičnog oporavka čak od 99% i više. Budući da je distorzija materijala proporcionalna dubini otiskivanog podminiranog prostora, sugerira se da minimalna debljina materijala u žlici bude tri do četiri puta veća od dubine podminirane regije (7). Na taj se način ukupni iznos distorzije svodi na najmanju moguću vrijednost.

Granicu plastičnosti, deformaciju na granici plastičnosti i otpornost na trganje Chai i suradnici (10) opisuju kao tri klinički relevantna mehanička svojstva. Granica plastičnosti opisuje se kao svojstvo materijala da podnese naprezanje bez trajnog deformiranja. Deformacija na granici plastičnosti prikazuje koliku podminiranost materijal može prevladati bez trajne elastične

deformacije, a otpornost na trganje pokazuje iznos energije do kojeg se materijal odupire trganju nakon stvrđivanja (7, 11).

Često se izlivanje otisaka ne provodi neposredno nakon postupka otiskivanja. Tendencija imbibicije i evaporacije vode iz otisnog materijala znatno narušava preciznost reprodukcije detalja i škodi krajnjoj preciznosti modela. Dimenzijska stabilnost svojstvo je materijala koje opisuje sposobnost očuvanja preciznosti otiska tijekom vremena, omogućujući na taj način terapeutu odgođeno izlivanje otiska bez narušavanja njegove kvalitete (11). Generalno vrijedi da je najveća dimenzijska stabilnost otiska neposredno nakon polimerizacije te se smanjuje proporcionalno s vremenom pohrane (12-14).

Bliski kontakt otisnog materijala sa slinom prekrivenim oralnim strukturama sugerira svojstvo hidrofilnosti materijala. Ono opisuje sposobnost tečenja i otiskivanja detalja u vlažnom miljeu usne šupljine. Hidrofilni materijali u svojoj građi sadrže karbonilne i eterske funkcionalne skupine koje privlače i reagiraju s molekulama vode (7). Dok hidrofobni materijali ispoljavaju kontaktni kut od  $90^\circ$  i više s molekulama vode, kut hidrofilnih materijala znatno je manji omogućujući na taj način bolje vlaženje otiskivanih struktura (7). Osim bolje preciznosti, hidrofilni materijali imaju i manji rizik inkluzije mjehurića zraka prilikom izlivanja modela (7, 11).

Svojstvo vlaženja otisnih materijala reološko je svojstvo koje opisuje sposobnost materijala da teče i u manje pristupačna područja (npr. gingivni sulkus) i reproducira sitne detalje. Materijali s malim kutom vlaženja pokazuju dobru tečnost zbog čega predstavljaju dobre kandidate za upotrebu u protetske svrhe. Materijali koji mogu reproducirati detalje u rasponu 20-70  $\mu\text{m}$  upotrebljavaju se u fiksnoj protetici, dok se materijali koji reproduciraju detalje raspona 100-150  $\mu\text{m}$  koriste u rehabilitaciji mobilnim protetskim nadomjescima (14). Noviji materijali ispoljavaju svojstvo tiksotropnosti. Takvi su materijali gusti i viskozni prilikom aplikacije u žlicu, no prilikom primjene pritiska na ležište pokazuju svojstvo tečenja pod tlakom (7). Uslijed primjene sile, dolazi do reorganizacije molekula te formiranja privremenih veza zahvaljujući kojima se viskoznost materijala smanjuje. Smanjena viskoznost doprinosi boljem tečenju materijala, a sukladno tomu i poboljšanoj reprodukciji uskih prostora i detalja otiskivane regije. Nakon isteka određenog vremena, materijal se ponovno vraća u prvotnu gustu konzistenciju.

Nužno je svojstvo biokompatibilnost otisnog materijala, odnosno njegovo ne netoksično i hipoalergeno djelovanje prema biološkim tkivima. Isto tako, materijal bi trebao zadržati svoju dimenzijsku preciznost i nakon dezinfekcije.

Od ostalih je svojstava poželjna i ugodna boja, okus i miris materijala, primjereno vrijeme vezivanja, prihvatljiva cijena te zadovoljavajući rok trajanja.

Većina se materijala isporučuje kao sustav baza/katalizator. Dolaze u patronama (Pentamix) ili pištoljima (Dentstply/Caulk) za automatsko miješanje i tubama ili posudama za ručno miješanje. Proizvodi za automatsko miješanje su pogodniji za uporabu radi jednostavnosti i bržeg kliničkog postupka. Dobiveni je materijal homogenije strukture, bez mjehurića, što klinički rezultira preciznijim otiscima. Osim toga, proizvodi se manja količina otpada zahvaljujući preciznoj aplikaciji materijala dozatorom u žlicu. Rizik za kontaminaciju materijala svodi se na minimum, a potencijalno štetna interakcija inhibicije polimerizacije materijala zbog kontakta s rukavicama (lateks) izbjegava se (7).

Otisni se materijali mogu podijeliti na elastične i neelastične otisne materijale. U neelastične se materijale ubrajaju sadra, cink-oksidi eugenol paste, kompozicijski termoplastični materijali i razni voskovi. Oni se danas više gotovo uopće ne rabe kao otisne mase, već samo kao pomoćni otisni materijali prilikom otiskivanja ili registriranja međučeljskih odnosa (15).

Elastični se materijali mogu podijeliti u dvije velike skupine:

- Sintetički elastomeri – polisulfidi, kondenzacijski silikoni, adicijski silikoni i polieteri,
- Hidrokoloide – reverzibilni i ireverzibilni hidrokoloide (11).

Christensen je 1997. rekao: “Proteklih 20 godina donijelo je značajan napredak kategorije polietera i polivinilsiloksana, a sada se čini da su oni najprihvatljivije kategorije proizvoda za većinu protetskih potreba. Godine 1997. tri kategorije otisnih materijala dominiraju fiksnom, mobilnom i implantološkom protetskom uporabom: adicijski reakcijski silikon, polietar i reverzibilni hidrokolid, navedeni prema smanjenoj upotrebi.” (16). I danas, više od 25 godina nakon toga, ta je tvrdnja i dalje istinita.

### **2.1.1. Alginat**

Alginati su soli alginske kiseline, ekstrahirani iz stanica smeđih algi roda Phaeophyceae (17). Dolaze u obliku praha koji se miješa s vodom nakon čega nastaje meka pasta pogodna za otiskivanje. Sastav praha većinskim dijelom čini dijetomejska zemlja (70%), punilo čija je uloga povećanje kohezije alginata nakon miješanja te učvršćivanje gela (15). Ostatak uključuje 12% u vodi topljivih soli alginske kiseline poput kalijevog, natrijevog ili amonijevog alginata i 12% sporo otapajućih kalcijevih soli (15). Natrijev fosfat može se koristiti kao usporivač reakcije stvrdnjavanja (18). Budući da tijekom polimerizacije alginata dolazi do promjene pH-vrijednosti, u materijal se mogu dodati i kemijski indikatori koji mijenjaju boju materijala te na taj način daju korisnu informaciju kliničaru (osobito manje iskusnom) glede stupnja stvrdnjavanja materijala. U sastavu praška nalaze se i drugi dodatci poput fluorida za

poboljšanje kvalitete površine sadrenog modela te korigensi za poboljšanje okusa čineći materijal što je moguće podnošljivijim pacijentima.

Za razliku od reverzibilnih hidrokoloida kod kojih se pretvorba između sol i gel stanja temelji na temperaturnoj promjeni, alginati stvrdnjavaju, tj. prelaze u gel stanje prema ireverzibilnoj kemijskoj reakciji zbog čega se nazivaju još i ireverzibilnim hidrokoloidima. Na tržištu postoje dvije vrste alginata, brzo stvrdnjavajući (stvrdnjavaju unutar 1-2 minute) i normalno stvrdnjavajući (stvrdnjavaju unutar 2-5 minuta) (17). Vrijeme stvrdnjavanja uvelike je ovisno o temperaturi na kojoj se miješanje odvija, ali i o sastavu, tj. omjeru praha i vode. Ono je obrnuto proporcionalno temperaturi i količini praha, pri čemu visoke temperature okoline i vode te povećani udio praha pri miješanju dovode do ubrzanja reakcije stvrdnjavanja (17). Sukladno tomu, kemijska reakcija vezivanja ovih materijala odvija se prvenstveno na mjestima više temperature, odnosno uz sama otiskivana tkiva (15).

Među njihove prednosti ubrajaju se niska cijena, jednostavnost rukovanja, dobro vlaženje, dobra tolerancija od strane pacijenata, biokompatibilnost, ugodan okus i miris, optimalno vrijeme rada te izuzetna elastičnost po kojoj su superiorniji nad svim ostalim otisnim materijalima (7, 11, 15, 17, 19).

Slabosti alginata podrazumijevaju njihovu nisku dimenzijsku stabilnost, umjerenu preciznost, nisku otpornost na trganje, čestu inkluziju mjehurića zraka prilikom ručnog miješanja te osjetljivost na dezinficijense koja dovodi do narušavanja reprodukcije finih detalja (11, 15).

Zbog hidrofilne prirode materijala, alginati pokazuju veliku tendenciju apsorpcije vode iz okoline ili isparavanja u uvjetima suhog okoliša (svojtvo evaporacije i imbibicije) što dovodi do skupljanja materijala i distorzije otiska. Smatra ih se dimenzijski nedovoljno stabilnim materijalima te se sugerira njihovo izlijevanje odmah po vađenju iz usne šupljine, odnosno unutar 10 minuta (8, 19). U prilog tome govori i istraživanje Rohaniana i suradnika (20) u kojem je evaluirano 90 alginatnih otisaka pohranjenih do 120 sati u plastičnim vrećicama bez izvora vlage. Analizom izlivenih otisaka dokazano je da imedijatno izlijevanje alginatnih otisaka pruža najveću točnost repliciranja oralnog stanja. Ipak, vlažan okoliš (humidor) i temperatura od 4°C pogoduju očuvanju dimenzijske stabilnosti alginata te mogu omogućiti odgođeno izlijevanje otiska do maksimalno 45 minuta (15, 21). Mogu se izlijevati samo jednom zbog niske otpornosti na trganje i velike distorzije materijala prilikom uklanjanja otiska sa modela (19).

Alginati se najčešće koriste u situacijama kada visoka preciznost nije potrebna, što se uglavnom odnosi na otiske za izradu dijagnostičkih modela ili antagonističkih struktura kod protetskih rehabilitacija. Insuficijentni su za izradu radnih modela za protetske radove.



### 2.1.2. Polivinilsiloksan

Drugi je naziv za polivinilsiloksane adicijski silikoni. Sam je naziv deskriptivan budući da se ovi materijali stvrđavaju adicijskom reakcijom pri kojoj ne dolazi do formiranja nusprodukata. Zahvaljujući takvom kemizmu, posjeduju visoku preciznost i dimenzijsku stabilnost. Mogu reproducirati detalje od 1 do 2  $\mu\text{m}$  (22). Zahvaljujući gotovo idealnoj dimenzijskoj stabilnosti mogu se izljevati u roku od 1 do 2 tjedna nakon izrade otiska (7, 8, 11, 23). Materijal pokazuje umjerenu čvrstoću, dobru otpornost na kidanje te visoku elastičnost ispoljavajući čak 99%-tni elastični oporavak uslijed deformacije što ovim materijalima omogućava multipla izlivanja modela (7, 8, 14). Budući da uslijed miješanja dolazi do brzog razvoja elastičnosti, potrebno je promptno provođenje postupka otiskivanja (osobito pri visokim temperaturama) (11). Iako se svi otisni materijali skupljaju prilikom polimerizacije, polivinilsiloksani pokazuju najmanju dimenzionalnu promjenu prilikom stvrđavanja (-0.15%) (7). Imaju relativno kratko vrijeme stvrđavanja (oko 4 do 5 minuta), a hlađenje materijala produžuje njihovo radno vrijeme za otprilike 1,5 minuta bez utjecaja na konačnu preciznost otiska (24). Budući da će se ovi materijali prije potrgati nego li dosegnuti točku trajne deformacije, sva deformacija događa se u rasponu njihove elastičnosti, odnosno ispod granice plastičnosti (7). Zbog izvrsnih svojstava i dostupnosti u različitim viskoznostima, polivinilsiloksani danas su jedan od omiljenih otisnih materijala u dentalnoj medicini (19).

Na tržištu pojavljuju se kao dvokomponentni materijali, sadržavajući hidrosilansku bazu koja reagira s akceleratorskom pastom koja sadrži siloksanske oligomere s vinilnim skupinama te platinskim katalizatorom (19). Iako polimerizacijom polivinilsiloksana ne dolazi do stvaranja nusprodukata, često se javlja sekundarna reakcija koja može osloboditi vodik. On se uklanja pomoću platine ili paladija zbog čega proizvođači često tvrde da se otisci mogu izljevati odmah, no neki autori sugeriraju čekanje od barem 60 minuta prije izlivanja (7).

Polivinilsiloksani su po svojoj osnovnoj građi hidrofobni materijali, što se smatra njihovom najvećom limitacijom. Dodatkom neionskih surfaktanata postiže se hidrofilnost ovih materijala čime se poboljšava njihova sposobnost vlaženja otiskivanih površina, odnosno smanjuje kontaktni kut (7). Ipak, za postizanje najveće preciznosti otiska, sugerira se otiskivanje u suhim uvjetima jer čini se da materijal i dalje ostaje hidrofoban u tekućem nepolimeriziranom stanju, a njegove sposobnosti vlaženja površne oslabljene su u prisustvu vlage (19).

Prilikom rada s polivinilsiloksanima preporuča se izbjegavati korištenje lateks rukavica jer one mogu otpustiti sumpor ili njegove spojeve koji djeluju inhibitory na polimerizaciju materijala rezultirajući deformacijama i netočnostima konačnog otiska (7, 25). Isto tako, direktna

kontaminacija sumporom može biti posredovana koferdamom, ali i indirektno kontaktom lateksa sa zubima i parodontom neposredno prije otiskivanja. Problem će predstavljati i gingivni retrakcijski konci koji sadrže sumpor (26, 27). Površinski inhibitorni sloj kisika nakon polimerizacije kompozita također je prijetnja preciznosti otiska jer dovodi do inhibicije polimerizacije otiska u njegovoj neposrednoj blizini zbog čega otisci ostaju ljepljivi oko novih kompozitnih restauracija (7). Nadalje, istraživanja pokazuju da upotreba nekih sredstava za dezinfekciju otisaka može kompromitirati kvalitetu površine otiska te posljedično i samog modela. Razlog tomu je uklanjanje površinski aktivnih tvari iz materijala koji se dodaju sa svrhom poboljšanja kvalitete otiska. Sredstva na bazi klora pokazala su se manje agresivnima glede uklanjanja surfaktanata u odnosu na sredstva na bazi kvarternih amonijevih spojeva (28).

### **2.1.3. Polieter**

Polieteri su dvokomponentni materijali čija se osnovna pasta sastoji od nezasićenog polietera s iminskim skupinama, pasta reaktora od aromatskog sulfonata, a sadrže i plastifikatore i razna punila (15). Polimerizirajući kationskom reakcijom otvaranja reaktivnih terminalnih prstenova iminskih skupina ne dolazi do stvaranja nusprodukata zbog čega ovi materijali pokazuju dobru dimenzijsku stabilnost (15, 19). Zahvaljujući tome, moguće je odgođeno izlijevanje otisaka, odnosno višestruka izlijevanja tijekom 1 do 2 tjedna (7). Ipak, za maksimalnu preciznost sugerira se izlijevanje otiska unutar jednog sata od otiskivanja (7, 11). Treba paziti da otisak do izlijevanja bude pohranjen u suhim uvjetima jer apsorpcijom vlage iz zraka pokazuje dimenzijske promjene (15). Zbog njihovih dobrih svojstava vlaženja, postupak izlijevanja sadrenih modela olakšan je (19).

Brojne su prednosti polietera poput visoke hidrofilnosti, visoke do umjerene dimenzijske stabilnosti, izvrsne preciznosti, dostupnosti u širokom rasponu viskoznosti, odgovarajuće otpornosti na trganje i elastičnog oporavka (7). S druge pak strane, nepoželjna svojstva su im prevelika čvrstoća, osjetljivost na apsorpciju vlage iz okoliša te potencijalno alergeno djelovanje (7).

Imaju izuzetno nisku polimerizacijsku kontrakciju (-0.2%) po čemu su odmah iza polivinilsiloksana (7). Svojstvo hidrofilnosti omogućava polieterima otiskivanje u vlažnom mediju usne šupljine, no za postizanje visokokvalitetnog otiska preporuča se otiskivanje provesti u suhim uvjetima (7). Dostupni su u niskim, srednjim i visokim viskoznostima. Za doziranje ovog materijala najpopularnija je metoda motorizirane miješalice (19). Okus je materijala gorak, vrijeme je stvrdnjavanja kratko (od 4 do 5 minuta), a stvrdnuta masa nije

podložna kontaminaciji lateks rukavicama (7). Zahvaljujući njihovom malom kutu vlaženja, uspješnije registriraju zubne lukove od polivinilsiloksana (7). Jednako kao i polivinilsiloksani, polieteri prije će se potrgati nego trajno deformirati (7). U odnosu na polivinilsiloksane, polieteri pokazuju dulju plastičnost nakon miješanja, posjeduju nešto manju dimenzijsku stabilnost zbog apsorpcije vlage iz okoliša i znatno veću čvrstoću (7, 11).

Najveći nedostatak polietera predstavlja njegova čvrstoća, po kojoj prednjači u odnosu na sve ostale elastomerne materijale. Velika čvrstoća koju polieter razvija nakon stvrdnjavanja dovodi do otežanog vađenja otiska iz podminiranih predjela. Ponekad je sila potrebna za uklanjanje materijala iz usta veća od same otpornosti na trganje (7). To predstavlja prijetnju za otiskivanje parodontopatičnih zubi kada je upotreba polietera kontraindicirana. Problem se javlja i prilikom odvajanja sadrenog modela od otiska pri čemu lako dolazi do fraktura sadre (7). Kako bi se to izbjeglo, preporuča se pričekati konačno vezanje sadre te za izlivanje koristiti sadru velike čvrstoće, odnosno tip IV. Novije polieterske otisne mase su poboljšanjem formule postigle nešto bolju fleksibilnost u odnosu na starije materijale čime je problem uklanjanja materijala iz usta donekle riješen (19).

Problem se može pojaviti prilikom dezinfekcije pri čemu uranjanjem otiska u dezinficijens, osobito jodoform, može doći do suzbijanja njegove sposobnosti vlaženja što će predstavljati otegotnu okolnost za izlivanje modela (11, 29). S druge pak strane, dezinficijensi poput natrijevog hipoklorita i fenola poboljšavaju sposobnost vlaženja polietera (11, 29).



Suvremena dentalna medicina teško je zamisliva bez digitalnih tehnologija. Digitalizacija je obuhvatila različite segmente struke uključujući radiološku dijagnostiku, endodonciju, ortodonciju i brojne druge. Stoga nije čudo da je pronašla svoje mjesto i u protetici, odnosno njezinom važnom segmentu - otiskivanju.

Povijest digitalnog otiska počinje sedamdesetih godina prošloga stoljeća kada je doktor François Duret, danas smatran ocem moderne digitalne stomatologije, hipotetski predložio mogućnost stjecanja digitalnog otiska (1).

Umjesto klasičnog postupka otiskivanja pomoću žlice i materijala za otiske, digitalni otisak podrazumijeva proces skeniranja zubi upotrebom intraoralnih skenera. Intraoralni skener je uređaj koji omogućava detekciju oralnog stanja putem stvaranja velikog broja slika koje se potom obrađuju u trodimenzionalni (3D) format putem odgovarajućeg softvera (1). Početci intraoralnih skenera obilježeni su njihovim velikim dimenzijama, dok je daljnji razvoj podrazumijevao sve veću redukciju u njihovoj veličini čineći ih ugodnijima, ali i sposobnijima za registraciju udaljenih segmenata zubnog luka poput stražnjih molara (1).

Jedna od očiglednih prednosti ove metode je drastično smanjenje neugodnosti za pacijente te značajno ubrzanje kliničkog postupka (1). Brža obrada optičkih otisaka omogućuje terapeutu imedijatnu analizu postojećeg stanja te izvedbu digitalnog *mock-up*-a kojim pacijentu prikazuje konačne rezultate terapije (1). Mogu se izravno koristiti i za izradu CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) protetskih radova čime se omogućava završavanje čitavog terapijskog postupka unutar vlastite prakse, od otiskivanja do isporuke konačnog rada (najčešće unutar jednog dana) (2). Ako kliničar preferira laboratorijski dizajn protetskih radova, moguće je optičke slike internetom poslati laboratoriju koji na temelju skena može virtualno dizajnirati nadomjestak ili 3D ispisom radnog modela manualno oblikovati budući rad. Što se tiče percepcije operatera, neiskusnim je kliničarima skeniranje relativno jednostavan postupak, dok je kod kliničara naviknutih na analogno otiskivanje potreban period privikavanja (30). U usporedbi s konvencionalnim otiskivanjem, potencijalni broj izvora pogrešaka znatno je manji. Proces otiskivanja prati se na digitalnom zaslonu što omogućava popravak loše skeniranih segmenata bez gubitka cjelokupno registriranih podataka. Pacijentima je intraoralni sken često udobnija metoda otiskivanja, što je osobito izraženo u slučajevima naglašenog refleksa povraćanja. Digitalna pohrana podataka također je velika prednost ove metode (31).

Iako istraživanja pokazuju oprečne rezultate glede usporedbe preciznosti digitalnih i analognih otisaka, smatra se da su intraoralni skeneri izrazito precizni, jednaki ili čak i bolji od konvencionalnih otisaka u slučaju indirektnih restauracija na pojedinačnim zubima ili

kvadrantima (19, 32-36). Neka istraživanja govore da su konvencionalni otisci precizniji od digitalnih u slučaju otiskivanja čitavog zubnog luka (37, 38), dok druga to opovrgavaju (39). Osim visoke cijene uređaja, limitaciju u njegovoj upotrebi mogu predstavljati i otegotne okolnosti skeniranja u slučaju nemirnih pacijenata koji se pomiču, prisustvo krvi, sline ili sulkularne tekućine koji prekrivaju zube mogu uzrokovati probleme u otiskivanju (11). Širina zubnog luka također može negativno utjecati na preciznost digitalnog otiska jer što je veća skenirana površina, manja je šansa za ponovljivost slikovnih segmenata koja je ključna za formiranje 3D slike (11). Nedostatak zubi dovodi do izostanka referentnih točaka i za kliničara i za skener pri čemu se u takvim slučajevima očekuje smanjena preciznost digitalnih otisaka (11).

Upotreba će se digitalnih skenova zasigurno povećavati u bliskoj budućnosti. Brzi razvitak tehnologije, sve dostupnija oprema, smanjenje dimenzija i težine skenerskih sonde te sve veća brzina postupka neki su od faktora koji ovoj metodi predviđaju svijetlu budućnost.

#### **4. PRIKAZ SLUČAJA**

Pacijentica dolazi na Zavod za mobilnu protetiku Stomatološkog fakulteta u Zagrebu radi pregleda i sanacije bezubosti. Nakon uzimanja anamneze i provođenja kliničkog pregleda, ustanovljena je potpuna bezubost gornje čeljusti. Kao optimalno rješenje ovakvog stanja, dogovorena je izrada potpune proteze. Pacijentici je usmenim putem detaljno obrazložen plan terapije potreban za izradu ovog prikaza slučaja, svrha u koju se provodi te joj je ponuđeno sudjelovanje u istom. Svoju je privolu pacijentica evidentirala potpisom na dokument informiranog pristanka.

#### **4.1. Skeniranje bezube čeljusti**

Odmicanje mekih tkiva, osiguravanje adekvatnog prikaza mukogingivnog spojišta te nesmetana pokretljivost digitalnog skenera osigurani su pomoću retraktora (Medesy, Maniago, Italy) (Slika 1.). Digitalni skener Medit i700 (Medit Corp., Seoul, South Korea) priključen na prijenosno računalo (ASUS, Taipei, Tajvan) i povezan s programom Medit Scan for Clinics (Medit Corp., Seoul, South Korea) korišten je za skeniranje bezube čeljusti. Postupak skeniranja proveden je pomicanjem skenera paralelno plohi snimanja duž cijele bezube čeljusti obuhvaćajući i granicu mukogingivnog spojišta. Simultano pomicanju skenera na zaslonu računala prikazivala se slika skeniranog područja u realnom vremenu.

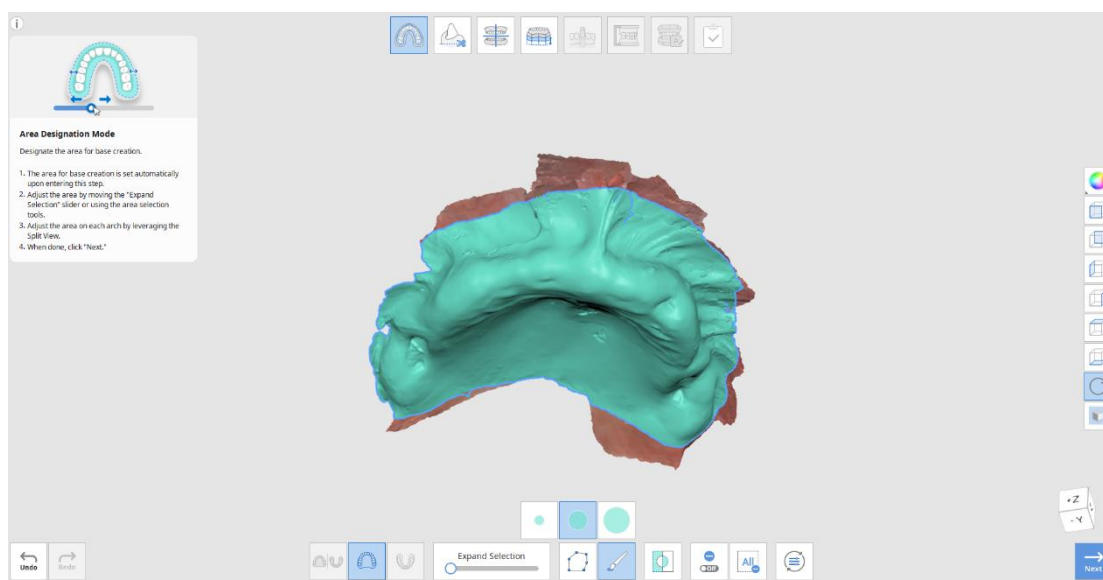


Slika 1. Prikazivanje polja snimanja odmicanjem okolnih mekih tkiva.



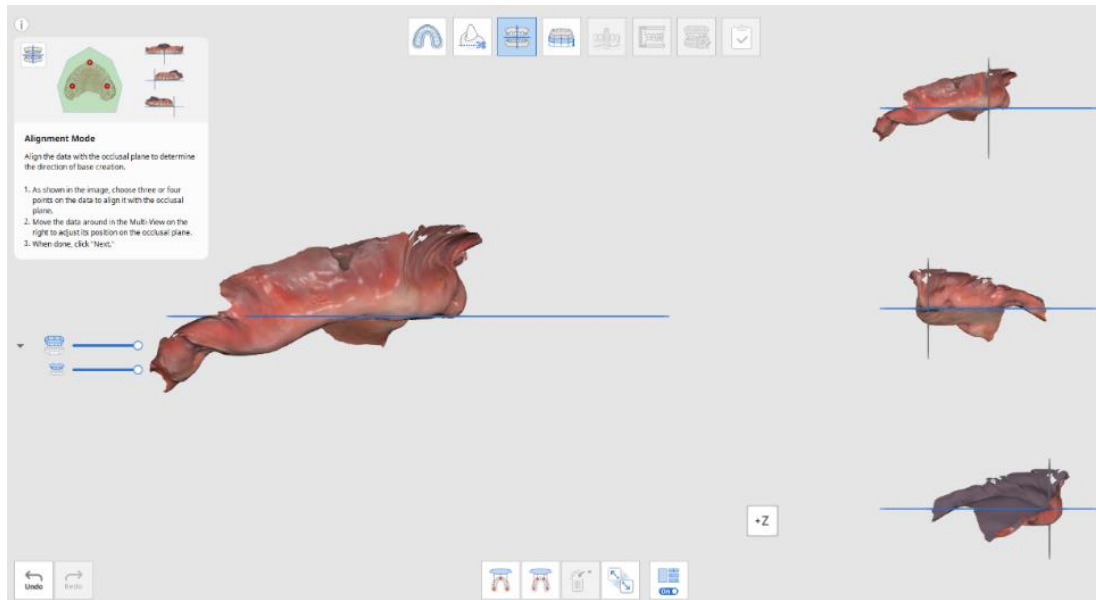
## 4.2. Izrada virtualnog modela gornje čeljusti

Dobiveni sken gornje čeljusti obrađen je u programu Medit Model Builder (Medit Corp., Seoul, South Korea). Obrada je obuhvaćala odabir skeniranog područja koji će se koristiti za izradu modela gornje čeljusti, odnosno uklanjanje viškova skeniranog mekog tkiva upotrebom opcije *Area Designation Mode* (Slika 2.). Odabirom ove opcije dobiva se automatski označeno područje otiska preporučeno za upotrebu u izradi modela, no ono se može dodatno proširiti pomicanjem klizača ili upotrebom specifičnih alata za slobodan odabir željenog područja.

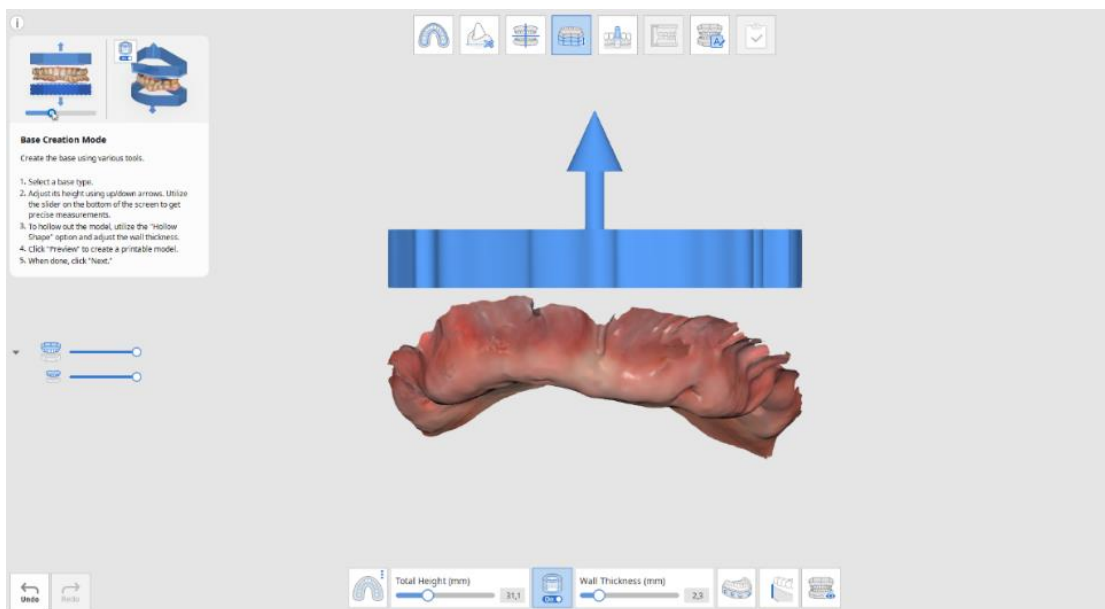


Slika 2. Odabir dijelova skena koji će se koristiti za izradu modela gornje čeljusti pomoću opcije *Area Designation Mode*.

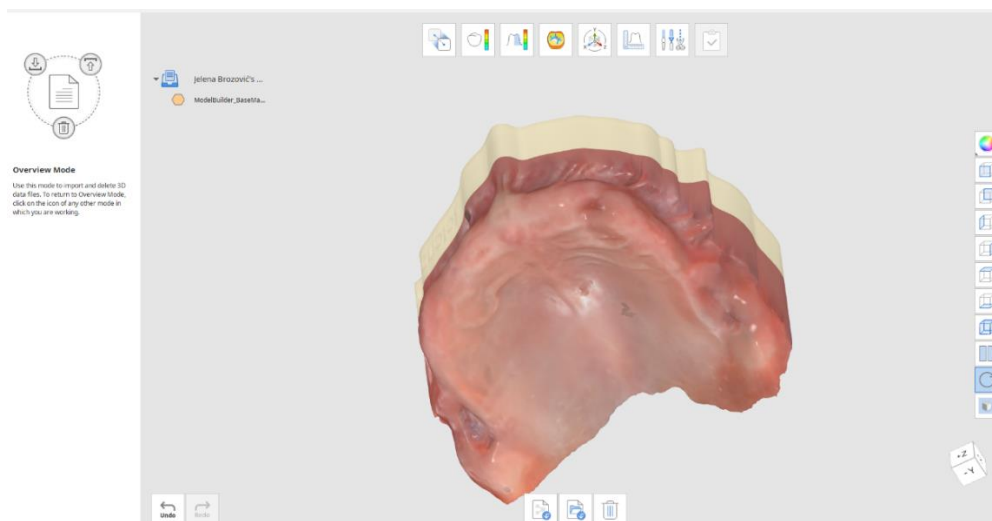
Usljedilo je trodimenzionalno pozicioniranje skena u *Alignment Mode* opciji prilikom kojeg je odabir triju točaka na otisku rezultirao poravnanjem otiska s protetskom ravninom (Slika 3.). Nadalje, izrada virtualnog modela nastavljena je upotrebom *Base Creation Mode* opcije (Slika 4.). Ona je nudila razne mogućnosti poput prilagodbe visine i debljine zidova baze, odabira tipa baze (uobičajena ABO (*American Board of Orthodontics*) baza, pločasta baza, baza bez ploče) te postavljanja i prilagodbe broja i promjera odvodnih otvora za uklanjanje viškova smolastog materijala prilikom 3D printanja. Budući da baza korištena u ovom radu nije namijenjena 3D printanju, već izradi individualne žlice, nije bilo potrebe za postavljanjem odvodnih otvora. Odabrane karakteristike poput baze bez ploče visine 31.1 mm proizvoljno su izabrane te nisu utjecale na daljnje postupke u procesu izrade individualne žlice. Time je završen proces izrade modela u Medit Model Builder programu. Gotovi model gornje čeljusti prikazan je na Slici 5.



Slika 3. *Alignment Mode* opcija koja odabirom tri ili četiri točke na otisku pozicionira sken paralelno okluzalnoj ravni uz mogućnost dodatne modifikacije položaja u sve tri osi.



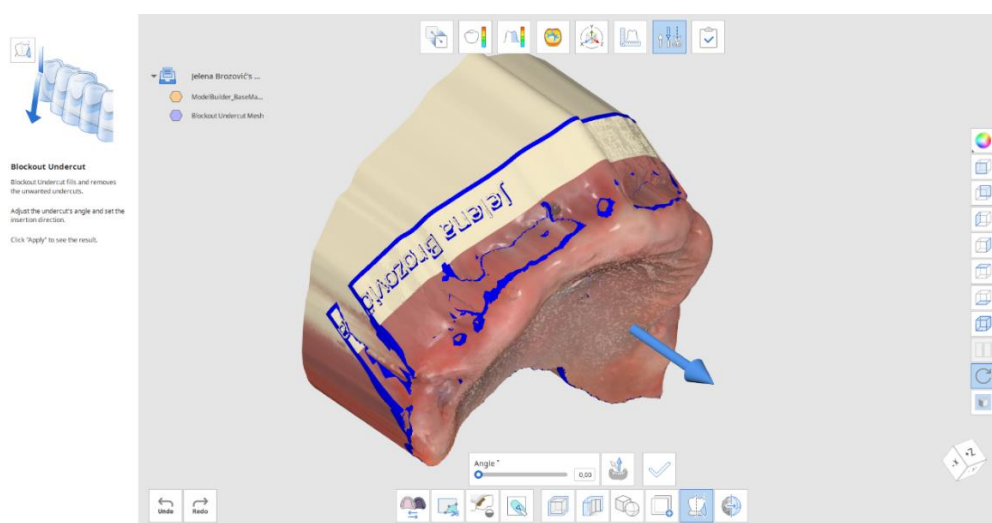
Slika 4. Odabir tipa i širine baze pomoću *Base Creation Mode* opcije.



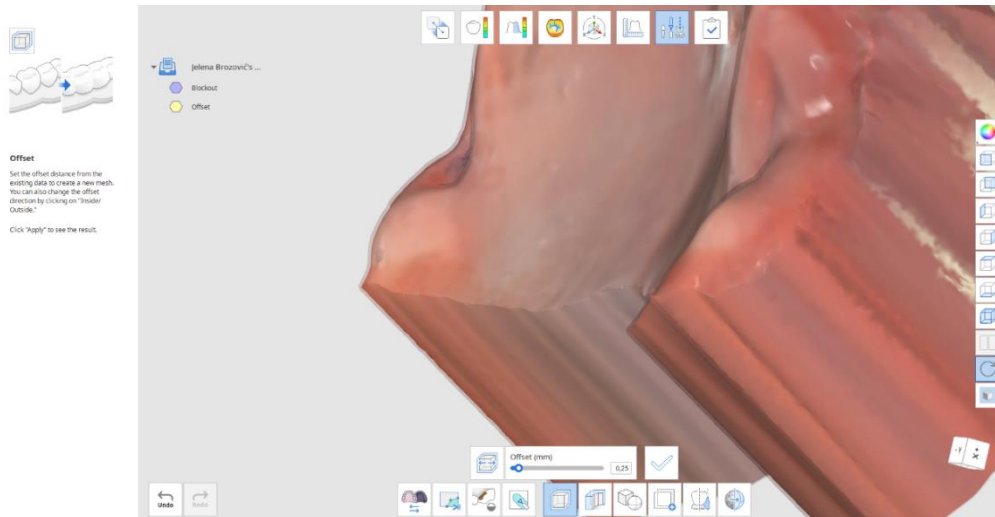
Slika 5. Prikaz gotovog modela gornje čeljusti.

### 4.3. Izrada individualne žlice

Tako dobiveni model dodatno je korigiran u Medit Design programu (Medit Corp., Seoul, South Korea). Kako bi se postigao nesmetani dosjed buduće individualne žlice, eliminirana su sva podminirana područja modela korištenjem *Blockout Undercut* opcije. Na temelju izbora osi umetanja žlice određuje se opseg podminiranih područja te ih program eliminira, tj. popunjava (Slika 6.). Opcija *Offset* korištena je za osiguravanje prostora širine 0,25 mm za otisni materijal (Slika 7.).

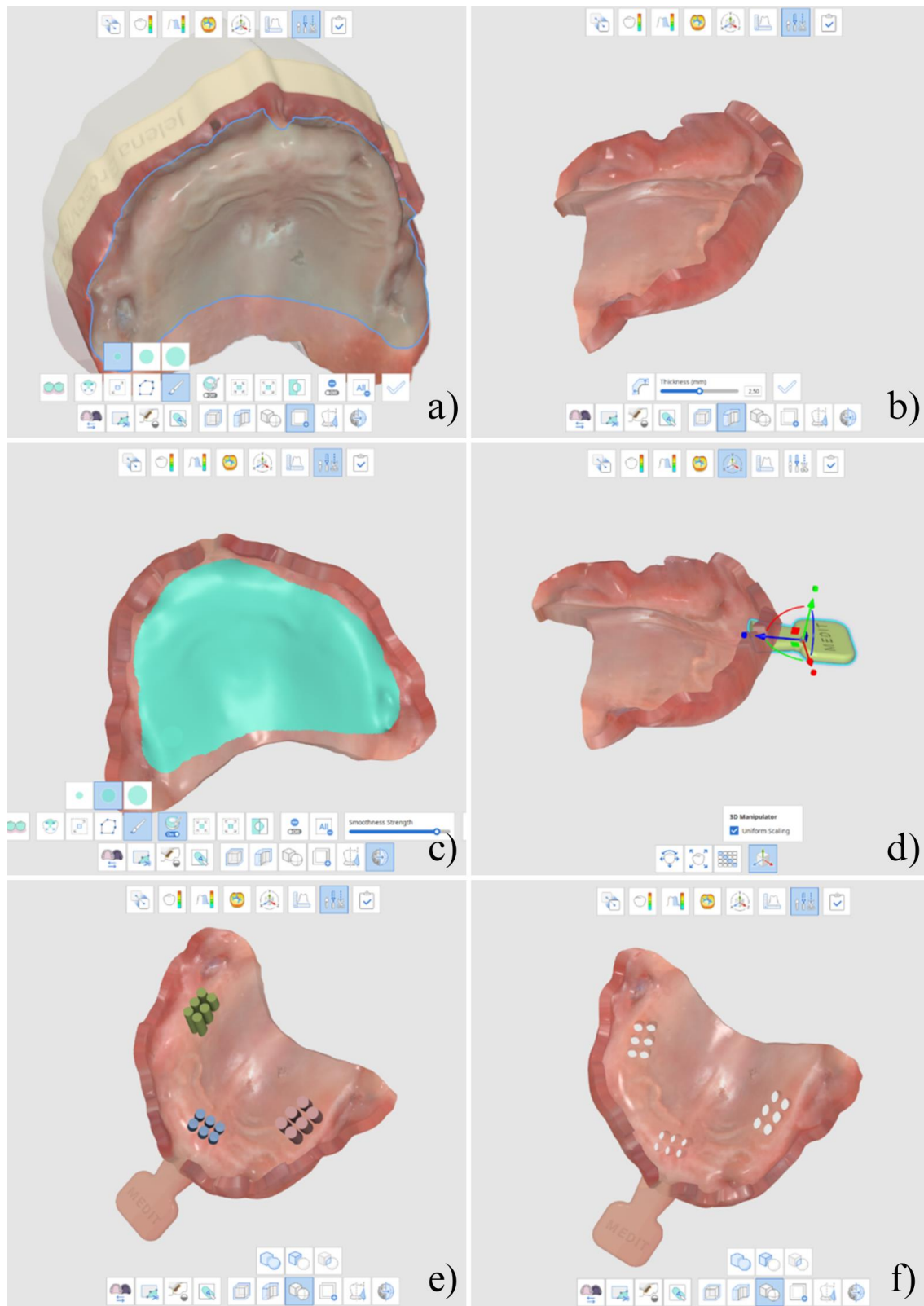


Slika 6. Popunjavanje podminiranih područja sukladno osi unosa budućeg nadomjestka pomoću *Blockout Undercut* opcije.



Slika 7. Sivo zasjenjenje prikazuje razmak između ležišta i buduće individualne žlice koje je služilo kao prostor za osiguravanje dostatne debljine otisnog materijala.

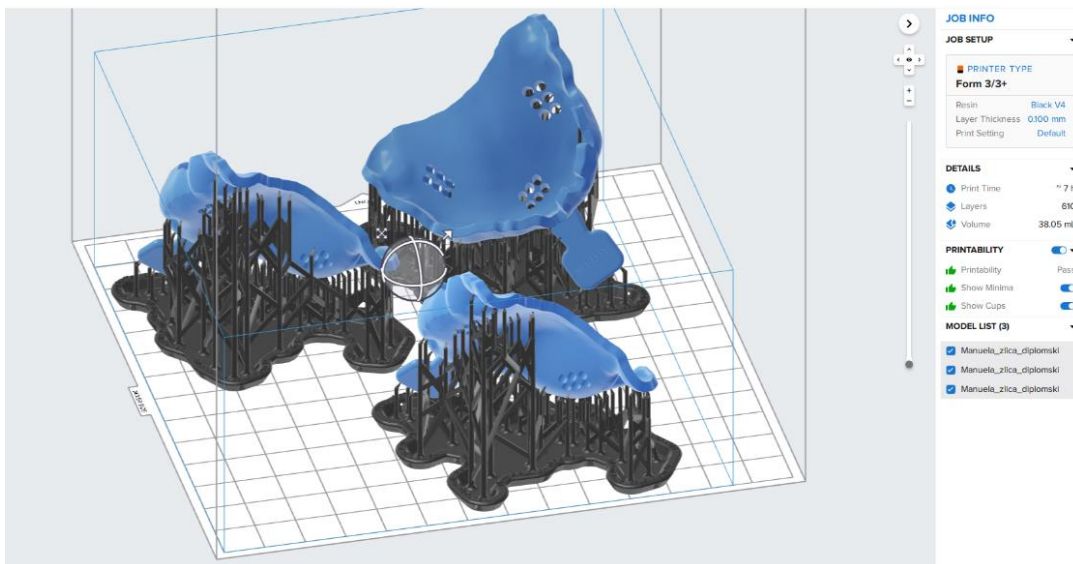
Usljedilo je ocrtavanje rubova buduće individualne žlice prateći granice mukogingivnog spojišta (Slika 8. a)). Pomoću opcije *Duplicate* ocrtano se područje izdvojilo od modela kao zasebna jedinica koja je potom bila podložna daljnjoj digitalnoj manipulaciji. Nova jedinica činila je osnovu za izradu buduće individualne žlice. Opcijom *Thicken* omogućen je odabir željene debljine stijenki buduće žlice jednostavnim pomicanjem klizača. Odabrana je debljina u iznosu od 2.5 mm (Slika 8. b)). Zatim su pomoću opcije *Smooth Surface* zaglađene hrapavosti s vanjske i unutarnje površine žlice koje bi mogle iritirati meka tkiva prilikom probe žlice (Slika 8. c)). Potom je postavljen držak žlice, u čiju je svrhu upotrijebljen gotovi model s web-stranice proizvođača (Slika 8. d)). Pozicioniranje i prilagodba veličine drška individualne žlice provedeni su u *3D Manipulator* modalitetu. Pomoću *Boolean* operatora i njegove *Union* opcije, drška je ujedinjena s osnovom žlice, dok je upotrebom *Intersection* opcije istog operatora na mjestu preklapanja drška i žlice uklonjen dio drška koji je penetrirao u unutrašnjost žlice. Zatim je uslijedila izrada perforacija na žlici (Slika 8. e)). Svrha perforacija je osigurati istjecanje viška otisnog materijala kroz perforacije, postizanje zadovoljavajuće debljine i osiguravanje retencije otisnog materijala uzimajući u obzir principe uzimanja mukodinamičkog otiska. Za izradu perforacija korišteni su gotovi modeli cilindara preuzeti s web-stranice proizvođača. Formirane su tri skupine od šest cilindara koje su postavljene okomito na horizontalu žlice. Koristeći *Cut* opciju *Boolean* operatora dobiven je konačan oblik individualne žlice s pripadajućim perforacijama na područjima prethodno postavljenih cilindara (Slika 8. f)).



Slika 8. Izrada individualne žlice u Medit Design programu: a) ocrtaavanje rubova buduće individualne žlice, b) osiguravanje optimalne debljine buduće individualne žlice, c) zaglađivanje hrapavosti, d) postavljanje drška, e) izrada perforacija, f) konačni oblik individualne žlice.

#### 4.4. 3D printanje individualnih žlica

Daljnji proces pripreme podrazumijevao je postavljanje potpornih elemenata i orijentaciju individualnih žlica na postolju, a izveden je u programu PreForm (Formlabs, Somerville, Massachusetts, SAD) (Slika 9.). Potom je uslijedio proces 3D printanja u Formlabs 3/3B printeru (Formlabs, Somerville, Massachusetts, SAD). Nakon printanja, uslijedilo je ispiranje u izopropilnom alkoholu tijekom 10 minuta, sušenje na sobnoj temperaturi tijekom 30 minuta te dodatna polimerizacija na 60°C kroz 30 minuta. Gotovi proizvod prikazan je na Slici 10.



Slika 9. Postavljanje potpornih elemenata i orijentacija individualnih žlica na postolju.



Slika 10. 3D printana individualna žlica potpornim elementima vezana za postolje.

#### 4.5. Proba individualne žlice i izrada funkcijskih rubova

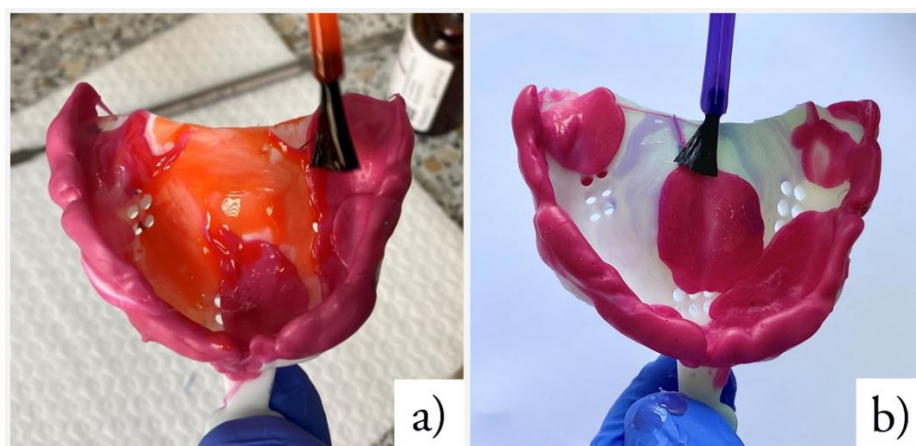
Individualne su žlice nakon printanja bile vezane za podlogu uskim polimernim cjevčicama. Oslobođanje žlica od polimerne podloge rezultiralo je hrapavostima na kontaktnom području individualne žlice i potpornih cjevčica. Sve su hrapavosti zaglađene upotrebom brusnog sredstva postupkom uobičajenim za prilagodbu akrilatnih rubova žlice. Izvršena je proba individualne žlice u ustima pacijentice. Uslijedio je postupak otiskivanja funkcijskih rubova i triju stopera ISO Functional (GC Corp., Tokyo, Japan) termoplastičnim materijalom (Slika 11.). Funkcijski rubovi i stoperi izrađeni su na individualnim žlicama namijenjenim za uzimanje otisaka polivinilsiloksanom i polieterom. Budući da se alginat obično ne rabi za izradu funkcijskih otisaka, prilikom otiskivanja alginatom nije uobičajeno otiskivanje funkcijskih rubova i stopera. Iz tog se razloga ni u ovom slučaju kod otiskivanja alginatom oni nisu koristili. Konvencionalna metoda otiskivanja provedena je kako bi se što vjerodostojnije analizirao analogni postupak otiskivanja prisutan u svakodnevnoj stomatološkoj praksi. Ipak, budući da je izvedba dvaju potpuno jednakih funkcijskih rubova na dvije individualne žlice gotovo nemoguća, dobiveni su rubovi zasigurno utjecali na vrijednosti dobivene u digitalnoj analizi.



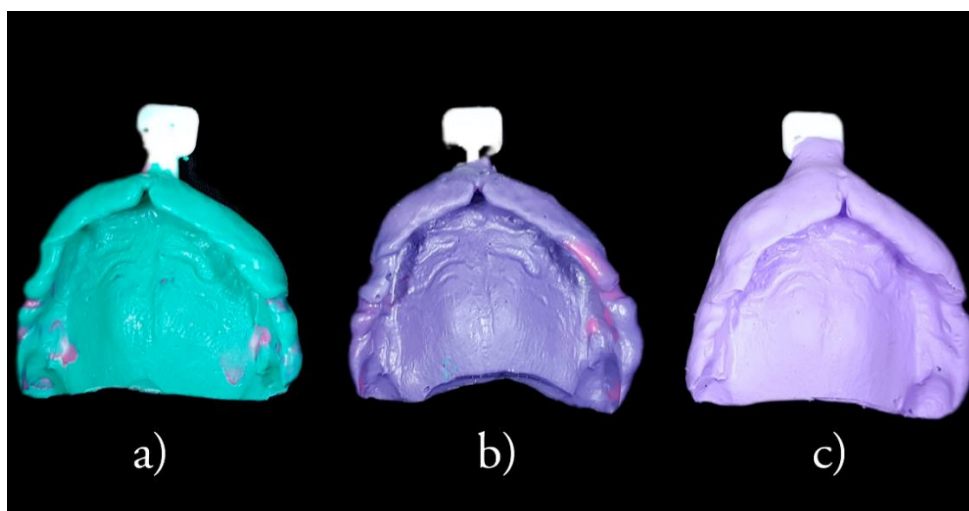
Slika 11. Funkcijski rubovi i stoperi otisnuti termoplastičnim materijalom.

#### 4.6. Uzimanje analognih otisaka alginatom, polivinilsiloksanom i polieterom

Nakon otiskivanja stopera i funkcijskih rubova, žlice su premazane adhezivom namijenjenim za pojedini materijal (Slika 12.). Za otiskivanje polivinilsiloksanom Express XT Penta H Quick (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, SAD), korišten je VPS Tray Adhesive (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, SAD) adheziv, dok je za otiskivanje polieterom Impregum Penta Soft (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, SAD) korišten adheziv Polyether Adhesive (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, SAD). Prilikom otiskivanja alginatom Cavex Cream Alginate (Cavex, Haarlem, Nizozemska) nije korišten adheziv. Nakon sušenja adheziva, u žlicu je unesen odgovarajući materijal te je uz opetovane funkcijske kretnje proveden postupak otiskivanja. Gotovi otisci prikazani su na Slici 13.



Slika 12. Premazivanje individualnih žlica adhezivom namijenjenim za pojedini materijal: a) polieter, b) polivinilsiloksan.

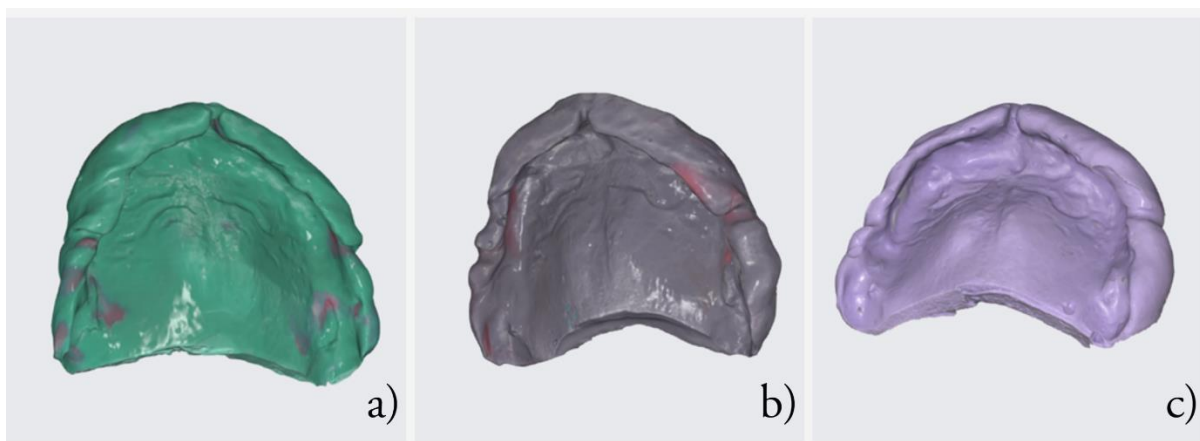


Slika 13. Analogni otisak: a) polivinilsiloksanom, b) polieterom, c) alginatom.



#### 4.7. Skeniranje analognih otisaka i digitalna analiza

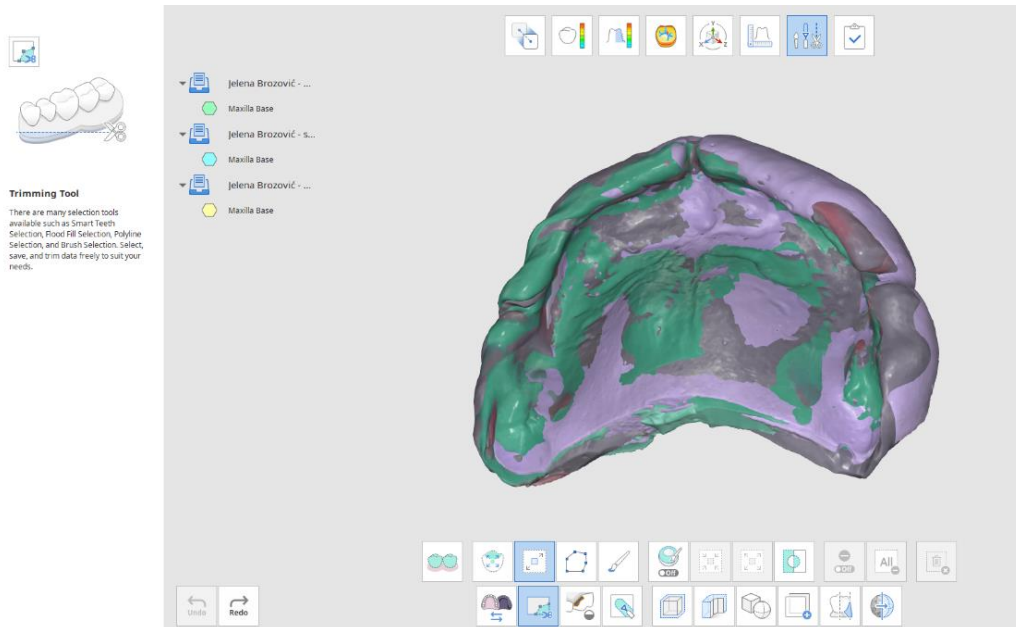
Analogni su otisci potom skenirani upotrebom Medit i700 digitalnog skenera (Slika 14.). Skeniranje otisaka provedeno je vrlo brzo nakon otiskivanja zbog dimenzijske nestabilnosti otisnih materijala, što je osobito izraženo kod alginata. Svojstva alginata poput sinereze, evaporacije i imbibicije razlozi su zbog kojih se njegovo korištenje izbjegava u zahtjevima visokopreciznih funkcijskih otisaka (21). Tako dobiveni skenovi otisaka podvrgnuti su digitalnoj analizi u Medit Design programu. Digitalna je analiza obuhvaćala četiri parametra: kongruenciju, devijaciju, zakrivljenost i hrapavost.



Slika 14. Sken analognog otiska iz: a) polivinilsiloksana, b) polietera, c) alginata.

##### 4.7.1. Kongruencija otisaka

Na Slici 15. prikazana je kongruencija svih triju otisaka pomoću *Alignment Mode* opcije. Odabirom automatskog poravnavanja program samostalno postavlja otiske u odnos preklapanja, bez korisnikovog definiranja točaka kongruencije. Različita obojenost pojedinih dijelova kongruentnog otiska pripisuje se međusobnoj disproporcionalnosti otisaka. Prema tomu, ovaj prikaz slikovito dočarava kolike su ukupne vrijednosti odstupanja među otiscima. Na ovakav je rezultat mogao utjecati različit kut unosa žlice prilikom otiskivanja, funkcijski rubovi te količina i svojstva materijala.



Slika 15. Kongruencija svih triju otisaka pomoću *Alignment Mode* opcije.

#### 4.7.2. Devijacija

*Deviation Display Mode* jedna je od opcija ovog programa koja daje uvid u dimenzijska odstupanja ciljnog otiska u odnosu na referentni. Za tri vrste otisaka postoji sveukupno šest kombinacija referentnih i ciljnih otisaka, budući da se za svaki par materijala ciljni i referentni otisak mogu postaviti na dva različita načina. Prema tomu, za svaki par materijala postoje dvije skupine rezultata koji se međusobno razlikuju. Uzrok različitosti u rezultatima, koji bi prilikom zamjene ciljnog i referentnog otiska trebali biti inverzni, je nemogućnost obrezivanja skenova otisaka po jednakim rubovima zbog čega skenirani viškovi materijala utječu na rezultate. U Tablici 1. prikazane su vrijednosti devijacije za različite kombinacije triju otisnih materijala. Ova opcija daje najkonkretniji prikaz različitosti među otiscima s obzirom da jedino ona daje uvid u numeričke vrijednosti odstupanja zajedno sa kolorimetrijskim prikazom. Primjer prozora ovog modaliteta prikazan je na Slici 16.

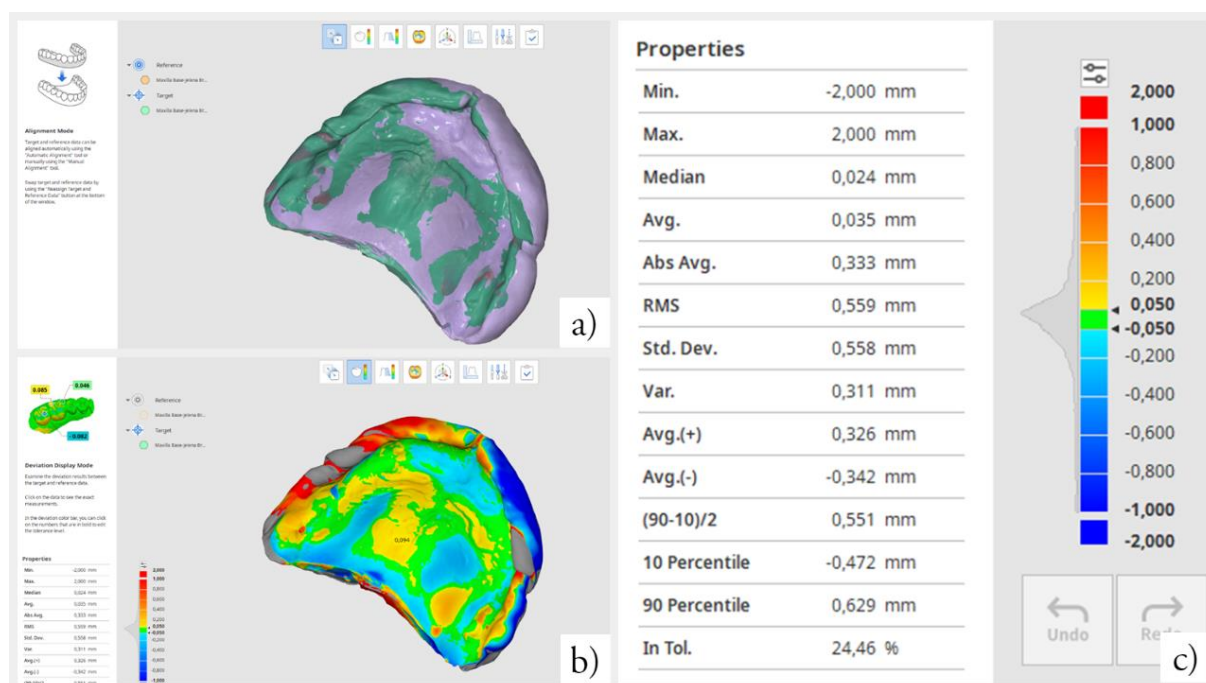
Tablica 1. Prikaz srednje vrijednosti, medijana i standardne devijacije za različite kombinacije parova otisnih materijala u *Deviation Display Mode-u*.

<i>Referentni/ciljni otisak</i>	<i>Alginat/silikon</i>	<i>Silikon/Alginat</i>	<i>Alginat/polieter</i>	<i>Polieter/alginat</i>	<i>Silikon/polieter</i>	<i>Polieter/silikon</i>
<b>Srednja vrijednost*</b>	0,035 mm	-0,018 mm	0,028 mm	0,033 mm	0,111 mm	-0,097 mm
<b>Medijan**</b>	0,024 mm	-0,021 mm	0,009 mm	-0,003 mm	0,013 mm	-0,015 mm
<b>Standardna devijacija***</b>	0,558 mm	0,552 mm	0,543 mm	0,569 mm	0,547 mm	0,555 mm

\*srednja vrijednost - Prosjek svih vrijednosti devijacije.

\*\*medijan - Vrijednost koja odvaja višu polovicu od donje polovice uzorka podataka.

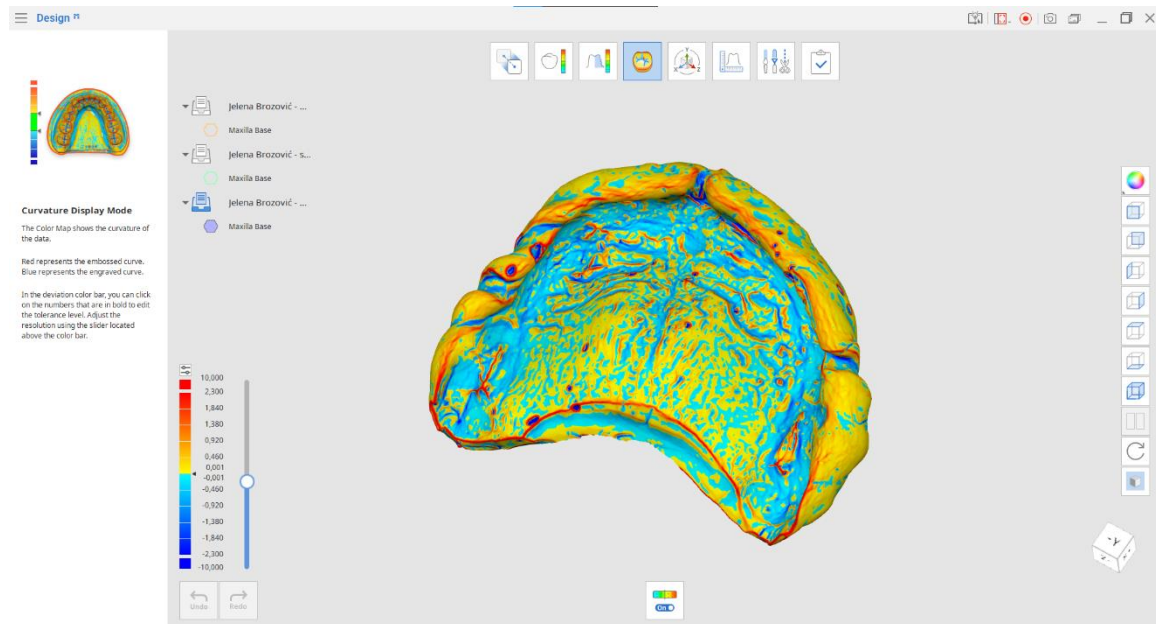
\*\*\*standardna devijacija - Statistika koja mjeri disperziju skupa podataka u odnosu na njegovu srednju vrijednost i izračunava se kao kvadratni korijen varijance. Standardna devijacija predstavlja disperziju distribucije. Kada se uspoređuju različiti skupovi podataka, niža vrijednost standardne devijacije ukazuje da su podaci bliže jedan drugome.



Slika 16. Prikaz *Deviation Display Mode-a* za alginat i silikon; a) kongruencija otisaka pri čemu je za referentni otisak odabran alginat, a za ciljni silikon, b) kolorimetrijski prikaz preklapanja otisaka, crveno obojenje predstavlja konveksne, a plavo konkavne dijelove, c) tablica sa statističkim podatcima.

### 4.7.3. Zakrivljenost

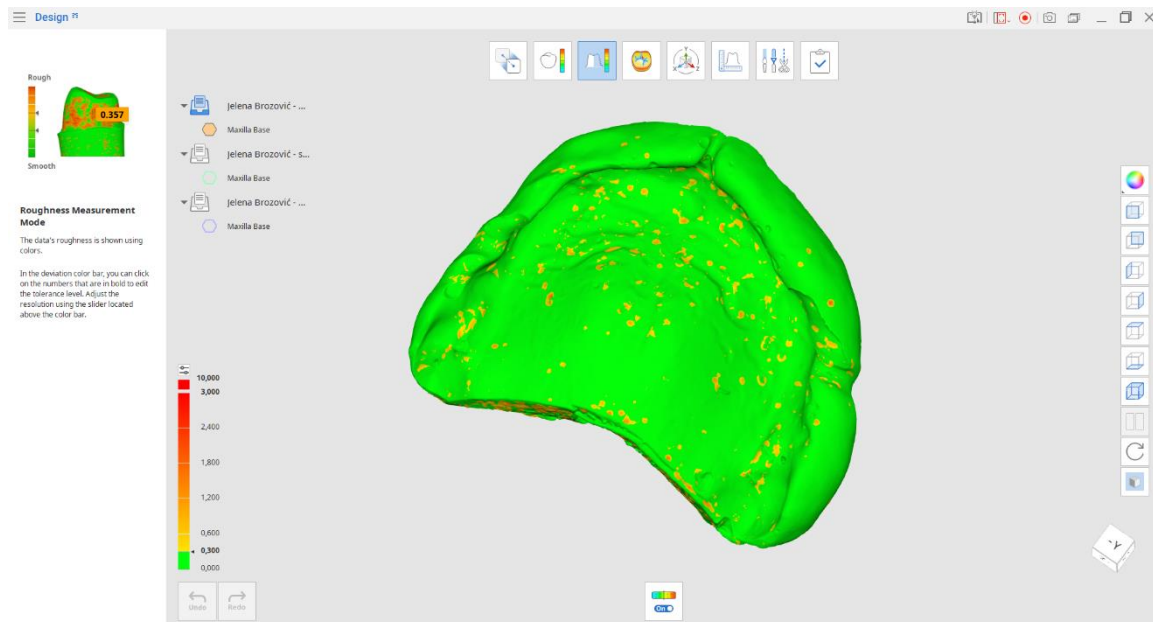
Opcija *Curvature Display Mode* istaknula je zakrivljene linije otisaka. Crveno prikazane krivulje ukazivale su na reljefne, izbočene linije, dok su tamno plave linije ukazivale na gravirana, utisnuta područja otiska. Ovakav prikaz olakšava uočavanje detalja otisaka koji su golim okom teže zamjetljivi. Primjer ove projekcije prikazan je na Slici 17. Budući da nema osobito vidljive razlike među otiscima u ovoj projekciji, prikazan je samo otisak polieterom.



Slika 17. Prikaz polietera u *Curvature Display Mode*-u.

### 4.7.4. Hrapavost

Pomoću opcije *Roughness Measurement Mode* dobiven je kolorimetrijski prikaz hrapavosti triju otisnih materijala. Sva tri materijala pokazala su dominantno zeleno obojenje uz skromnu raspodjelu žutih i narančastih točaka. Ovakvi rezultati govore u prilog glatkoći površine otisnih materijala uz rijetka područja hrapavosti prikazana žutom i narančastom bojom. Hrapavost je minimalna i ispod razine detekcije koju omogućavaju 3D skeneri, odnosno ispod njihove nominalne rezolucije (400 točaka po inču). Budući da sva tri otiska pokazuju gotovo jednako obojenje, primjer prozora ovog modaliteta prikazan je samo za alginat na Slici 18.



Slika 18. Prikaz alginata u *Roughness Measurement Mode-u*.

#### 4.8. Ograničenja studije

Postojalo je nekoliko ograničenja koja su utjecala na izvedbu i rezultate ove studije. Upotreba funkcijskih rubova prilikom otiskivanja čeljusti polivinilsiloksanom i polieterom zasigurno je utjecala na statističke rezultate dobivene u odjeljku devijacije. Razlog tomu je nemogućnost postizanja potpuno jednakih rubova u dvama otiscima, čemu uvelike doprinosi faktor ljudske ruke. Iz želje vjerodostojnog prikaza kliničkog provođenja otiskivanja ovim vrstama materijala, djelomično je žrtvovana preciznost statističkih podataka. Jednako tako, valjanost brojčanih vrijednosti spomenutog odjeljka narušena je izostankom postizanja jednakih rubova na sva tri otiska, odnosno svi otisci nisu bili obrezani po jednakim bridovima. Iz tog razloga postoje velike vrijednosti odstupanja u ukupnom postotku između različitih materijala. Prilikom evaluacije kongruencije, hrapavosti i zakrivljenosti otisaka dobiveni rezultati prikazani su isključivo kolorimetrijski što otežava usporedbu i tumačenje razlika među otiscima.



Široka ponuda dentalnih otisnih materijala na tržištu može izazvati određene konfuzije prilikom odabira optimalne vrste i viskoznosti materijala za određenu kliničku indikaciju. Neke vrste materijala koriste se češće od drugih. Alginati, polivinilsiloksani i polieteri elastični su materijali čija poželjna svojstva zadovoljavaju gotovo sve kliničke indikacije. Dakako, svaki od njih posjeduje dobra i manje dobra svojstva.

Prednosti alginata uključuju njihovu nisku cijenu, dobru toleranciju od strane pacijenata, jednostavnu manipulaciju materijalom, biokompatibilnost, hidrofilnost i izvrsnu elastičnost (7, 11, 15). Njihove su slabosti loša dimenzijska stabilnost, niska otpornost na trganje te srednja preciznost zbog čega se koriste uglavnom u slučajevima koji ne zahtijevaju visoku stopu preciznosti (11, 15).

Silikonima se pripisuju brojna poželjna svojstva poput izvrsne preciznosti i dimenzijske stabilnosti, umjerene čvrstoće, dobre otpornosti na trganje i visoke elastičnosti (7, 8, 11). Negativne strane obuhvaćaju hidrofobnu prirodu materijala (koja se djelomično kompenzira dodatkom neionskih surfaktanata koji povećavaju hidrofilnost materijala) te osjetljivost na lateks (dovodi do inhibicije polimerizacije) (7, 19, 25).

Polieteri pokazuju dobru dimenzijsku stabilnost, dobro vlaženje, hidrofilnost, izvrsnu preciznost, dobru otpornost na trganje i elastični oporavak (7). S druge strane, manje dobra svojstva su im visoka čvrstoća materijala te osjetljivost na vlagu iz okoliša (7).

Osim klasičnih otisnih metoda, u kliničkom se radu danas sve češće susreće uporaba intraoralnog skenera kao primarnog sredstva za registraciju intraoralnog stanja. Njihove su prednosti brojne, od same brzine postupka, ugodnosti za pacijenta, praktične digitalne pohrane podataka do novih korisnih opcija poput *mock-up*-a koji pacijentima slikovito predočava individualni ishod terapije. Isto tako, upotrebom CAD/CAM sustava omogućeno je provođenje čitavog terapijskog postupka unutar vlastite prakse, bez potrebe za dentalnim laboratorijem. Neke od negativnih strana digitalnog skena obuhvaćaju visoku cijenu te otežano skeniranje u vlažnim uvjetima radi refleksije svjetlosti koja ometa proces stvaranja slike. Što se preciznosti tiče, literatura daje kontradiktorne podatke, no generalno smatra se da su digitalni skeneri po kvaliteti reprodukcije detalja jednaki ili bolji od klasičnih analognih otisaka. Vjeruje se da će daljnjim napretkom tehnologije kvaliteta i uporaba ovih uređaja doživjeti još veći procvat.

Usporedba triju najčešće korištenih materijala, alginata, polivinilsiloksana i polietera, u odjeljku prikaza slučaja imala je za cilj prikazati razlike među tim materijalima glede karakteristika njihovih površina i njihovih ukupnih dimenzija. Meditov program omogućio je analizu četiriju njihovih svojstava – kongruencije, devijacije, zakrivljenosti i hrapavosti.

Kongruencija je podrazumijevala automatsko preklapanje svih triju otisaka pri čemu je dobiven slikovni prikaz njihovog međuodnosa. Različita obojenost površine davala je informaciju o odstupanjima među otiscima što se velikim dijelom pripisuje različitom kutu unosa žlice tijekom otiskivanja, prisustvu funkcijskih rubova, količini i svojstvima pojedinog materijala.

Devijacija je davala informaciju o dimenzijskom odstupanju jednog otiska u odnosu na drugi pri čemu su dobiveni rezultati prikazani slikovno i brojčanim vrijednostima. Rezultati dobiveni u ovom odjeljku dio su limitacija ove studije budući da je relevantnost dobivenih brojčanih vrijednosti narušena nemogućnošću obrezivanja svih otisaka po jednakim rubovima. Prema tome, viškovi materijala i funkcijski rubovi značajno su utjecali na konačne brojčane vrijednosti.

Opcija zakrivljenosti istaknula je gravirane i izbočene linije otisaka. Slikovni prikaz crveno obojenih izbočenih te tamno plavih graviranih područja nije se značajnije razlikovao među pojedinim materijalima. Iako je modalitet prvenstveno namijenjen analizi fiksno-protetskih radova, može se upotrijebiti i u svrhe analize otisaka budući da naglašava detalje koji su golim okom teško vidljivi.

Hrapavost je također slikovito prikazana. Budući da su sva tri otisna materijala pokazala dominantno zelenu obojenost koja upućuje na glatkoću materijala, ne postoji značajna razlika među materijalima u smislu hrapavosti njihove površine.

Uzevši u obzir limitacije ovog prikaza slučaja, nije moguće sa sigurnošću dati informaciju o kvaliteti pojedinog materijala na temelju dostupnih podataka o dimenzijama materijala i karakteristikama njihovih površina. Budući da najkorisnije informacije o materijalima proizlaze iz podataka o devijaciji materijala, a podatci tog odjeljka najviše su narušeni okolnostima izvedbe prikaza slučaja, stečene informacije manjkave su za donošenje konkretnih zaključaka. Ipak, u cjelini, zakrivljenost i hrapavost svih triju materijala pokazala se vrlo sličnom. Prema tomu, ta svojstva ne razlikuju suviše polivinilsiloksane i polietere od alginata koje se generalno smatra manje kvalitetnim materijalima i kontraindikacijom za upotrebu u svrhu izrade radnih modela. Postavlja se pitanje opravdanosti stigmatizacije alginata kao manje vrijednog materijala te njegovog potencijala kao otisnog materijala za izvedbu visokopreciznih otisaka, barem što se tiče ovog uskog raspona dobivenih informacija o karakteristikama njegove površine.

Potrebna su daljnja istraživanja koja će osim dimenzijskih i površinskih karakteristika materijala u obzir uzeti i njihova mehanička svojstva. Osim toga, usporedba najčešće korištenih otisnih materijala i digitalnog skeniranja dala bi korisnu informaciju o prednosti korištenja superiornije metode te konkretnoj brojčanoj diskrepanci u preciznosti ovih metoda.





Najčešće korišteni otisni materijali u dentalnoj medicini su alginati, polivinilsiloksani i polieteri. Iako svaki od njih ima svoje prednosti i nedostatke, uporaba ovih materijala pokriva gotovo sve kliničke indikacije. Polivinilsiloksani i polieteri se zbog izvrsnih svojstava koriste za potrebe visokopreciznih radnih modela, dok je upotreba alginata zbog nešto lošijih svojstava indicirana za izradu anatomskih modela. Slučaj prikazan u ovome radu s određenom dozom rezerve ukazuje na potencijal alginata kao materijala za izradu radnih modela, budući da se svojstvo njegove hrapavosti i zakrivljenosti ne razlikuje suviše od istih karakteristika kod polivinilsiloksana i polietera. Potrebna su daljnja istraživanja kako bi se ta pretpostavka potvrdila.



1. Cicciù M, Fiorillo L, D'Amico C, Gambino D, Amantia EM, Laino L, Crimi S, Campagna P, Bianchi A, Herford AS, Cervino G. 3D Digital Impression Systems Compared with Traditional Techniques in Dentistry: A Recent Data Systematic Review. *Materials (Basel)*. 2020 Apr 23;13(8):1982.
2. Pamenius M, Ohlson NG. Determination of thermal properties of impression materials. *Dent Mater*. 1992 Mar;8(2):140-4.
3. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1990 Jan;63(1):12-5.
4. Chen SY, Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent*. 2004 Nov;32(8):603-9.
5. Chee WW, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent*. 1992 Nov;68(5):728-32.
6. Fano V, Gennari PU, Ortalli I. Dimensional stability of silicone-based impression materials. *Dent Mater*. 1992 Mar;8(2):105-9.
7. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*. 2011 Feb;20(2):153-60.
8. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):vi-vii, 445-70.
9. Re D, De Angelis F, Augusti G, Augusti D, Caputi S, D'Amario M, D'Arcangelo C. Mechanical Properties of Elastomeric Impression Materials: An In Vitro Comparison. *Int J Dent*. 2015;2015:428286.
10. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*. 1998 May-Jun;11(3):219-23.
11. Khurshid Z, Najeeb S, Zafar M, Sefat F. *Advanced Dental Biomaterials*. Amsterdam: Elsevier Ltd; 2019. 758 p.
12. Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC. Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper Dent*. 1990 May-Jun;15(3):94-104.
13. Williams PT, Jackson DG, Bergman W. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*. 1984 Jul;52(1):120-5.
14. Rubel BS. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 2007 Jul;51(3):629-42, vi.
15. Mehulić K. i sur. *Dentalni materijali*. Zagreb: Medicinska naklada; 2017. 352 p.
16. Christensen GJ. What category of impression material is best for your practice? *J Am Dent Assoc*. 1997 Jul;128(7):1026-8.

17. Cervino G, Fiorillo L, Herford AS, Laino L, Troiano G, Amoroso G, Crimi S, Matarese M, D'Amico C, Nastro Siniscalchi E, Cicciù M. Alginate Materials and Dental Impression Technique: A Current State of the Art and Application to Dental Practice. *Mar Drugs*. 2018 Dec 29;17(1):18.
18. Fokkinga WA, Witter DJ, Bronkhorst EM, Creugers NH. Clinical Fit of Partial Removable Dental Prosthesis Based on Alginate or Polyvinyl Siloxane Impressions. *Int J Prosthodont*. 2017 Jan/Feb;30(1):33-37.
19. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):779-796.
20. Rohanian A, Ommati Shabestari G, Zeighami S, Samadi MJ, Shamshiri AR. Effect of storage time of extended-pour and conventional alginate impressions on dimensional accuracy of casts. *J Dent (Tehran)*. 2014 Nov;11(6):655-64.
21. Farzin M, Panahandeh H. Effect of pouring time and storage temperature on dimensional stability of casts made from irreversible hydrocolloid. *J Dent (Tehran)*. 2010 Fall;7(4):179-84.
22. Pant R, Juszczak AS, Clark RK, Radford DR. Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicating materials. *J Dent*. 2008 Jun;36(6):456-61.
23. Derrien G, Le Menn G. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent*. 1995 Jul;74(1):1-7.
24. Chew CL, Chee WW, Donovan TE. The influence of temperature on the dimensional stability of poly (vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont*. 1993 Nov-Dec;6(6):528-32.
25. Noonan JE, Goldfogel MH, Lambert RL. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent*. 1985 Spring;10(2):46-8.
26. Kahn RL, Donovan TE. A pilot study of polymerization inhibition of poly (vinyl siloxane) materials by latex gloves. *Int J Prosthodont*. 1989 Mar-Apr;2(2):128-30.
27. Reitz CD, Clark NP. The setting of vinyl polysiloxane and condensation silicone putties when mixed with gloved hands. *J Am Dent Assoc*. 1988 Mar;116(3):371-5.
28. Kang YS, Rueggeberg F, Ramos V Jr. Effects of chlorine-based and quaternary ammonium-based disinfectants on the wettability of a polyvinyl siloxane impression material. *J Prosthet Dent*. 2017 Feb;117(2):266-270.

29. Shetty S, Kamat G, Shetty R. Wettability changes in polyether impression materials subjected to immersion disinfection. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013 Jul;10(4):539-44.
30. Lee SJ, Macarthur RX 4th, Gallucci GO. An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent*. 2013 Nov;110(5):420-3.
31. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont*. 2018 Jan;27(1):35-41.
32. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*. 2016 Sep;20(7):1495-504.
33. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2016 Aug;116(2):184-190.e12.
34. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013 Sep;17(7):1759-64.
35. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*. 2016 May;20(4):799-806.
36. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010 Jul;38(7):553-9.
37. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*. 2016 Mar;115(3):313-20.
38. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015 Jan;46(1):9-17.
39. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Nov-Dec;29(6):1281-8.



Manuela Miloš rođena je 28. prosinca 1998. godine u Osijeku gdje je završila Osnovnu školu Dobriša Cesarić i srednju školu III. gimnazija Osijek. Godine 2017. upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija aktivno sudjeluje u brojnim projektima poput organizacije 4. Simpozija studenata dentalne medicine, Međunarodne ljetne škole „Methods in Dental and Orofacial Tissues Research”, organizacije „European visiting programme Zagreb“ i „EDSA Meeting Zagreb“. Godine 2020. piše članak pod temom „Suvremeni debeloslojni (bulk-fill) kompoziti s ultra-kratkim vremenom polimerizacije“ za studentski časopis „Sonda“. Godine 2021./2022. bila je demonstrator za Pretkliničku i restaurativnu dentalnu medicinu. Godine 2022. primila je Rektorovu nagradu za društveno koristan rad u akademskoj i široj zajednici na temu „69. sastanak Europske udruge studenata dentalne medicine“ te Posebno rektorovo priznanje za postignuti uspjeh od međunarodnog značaja na temelju osvojenog 1. mjesta na natječaju „FDI-ERO Scientific Reward“ napisavši rad pod temom „Dental treatment challenges in special care dentistry services“. Aktivno je sudjelovala na brojnim međunarodnim kongresima držeći oralne i poster-prezentacije.