

# Prednosti vlaknima ojačanih kompozitnih materijala za izradu direktnih restauracija

---

Mikulić, Sara

Master's thesis / Diplomski rad

2022

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:127:041654>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-01**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Sara Mikulić

**PREDNOSTI VLAKNIMA OJAČANIH  
KOMPOZITNIH MATERIJALA ZA IZRADU  
DIREKTNIH RESTAURACIJA**

Diplomski rad

Zagreb, 2022.

Rad je ostvaren: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Mentor rada: Anja Baraba, izv.prof.dr.sc., Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Martina Stepić, prof. hrvatskog jezika i književnosti

Lektor engleskog jezika: Jelena Zahrastnik, prevoditeljica za engleski, španjolski i slovenski jezik

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. \_\_\_\_\_
2. \_\_\_\_\_
3. \_\_\_\_\_

Datum obrane rada: \_\_\_\_\_

Rad sadrži: 36 stranica

0 tablica

13 slika

1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su doprinos autora 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 njihova podrijetla.

## **Zahvala**

Zahvaljujem svojoj mentorici izv.prof.dr.sc. Anji Barabi na pomoći i pristupačnosti, stručnim savjetima i prenesenom znanju prilikom izrade ovoga rada, kao i za vrijeme studija.

Velika hvala obitelji koji su mi bili oslonac, pružili neizmjernu potporu, razumijevanje i ljubav tijekom cijelog mog obrazovanja.

Zahvaljujem i svojim prijateljima te kolegama zbog kojih će mi studentski dani ostati u lijepom sjećanju.

Diplomski rad je izrađen u okviru istraživačkog projekta HRZZ-a pod naslovom "Istraživanje i razvoj novih mikro i nanostrukturnih bioaktivnih materijala u dentalnoj medicini" IP-2018-01-1719.

# **PREDNOSTI VLAKNIMA OJAČANIH KOMPOZITNIH MATERIJALA ZA IZRADU DIREKTNIH RESTAURACIJA**

## **Sažetak**

Svrha ovog rada je prikazati na kliničkom slučaju prednosti i mogućnosti primjene vlaknima ojačanih kompozitnih materijala za izradu direktnih restauracija. Kod pacijenta muškog spola i starosti 27 godina koji je upućen na Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu zbog revizije endodontskog liječenja donjeg lijevog drugog kutnjaka, provedena je revizija te se pristupilo izradi direktne restauracije kako bi se nadoknadila izgubljena zubna tkiva te povratila zubu morfologija i funkcija. Prilikom izrade restauracije, za dentinsku bazu korišten je kratkim staklenim vlaknima ojačan kompozitni materijal GC everX Posterior u kombinaciji sa standardnim kompozitom (Essentia Universal) pomoću kojeg je rekonstruirana morfologija zuba. Staklenim vlaknima ojačani kompoziti imaju mehanička svojstva koja odgovaraju svojstvima dentina, povećavaju otpornost zuba na loma, a mogu i spriječiti napredovanje frakture zuba ili ispuna prema dubljim dijelovima zuba i/ili korijena zuba. U prikazanom kliničkom slučaju, postavljena je direktna restauracija kombinacijom staklenim vlaknima ojačanog kompozita i standardnog kompozita budući da je zub endodontski liječen te je bio prisutan opsežan gubitak tvrdih zubnih tkiva, a osim toga, zub je u regiji kutnjaka gdje se očekuju najače sile tijekom funkcije te se odabranim materijalima pokušala smanjiti mogućnost loma i vertikalne frakture korijena te posljedično gubitak zuba.

**Ključne riječi:** direktne restauracije; kompozit; staklenim vlaknima ojačan kompozit

## **ADVANTAGES OF FIBER-REINFORCED COMPOSITE MATERIALS FOR DIRECT RESTORATION**

### **Summary**

The aim of this thesis is to present a clinical case in order to show the advantages and possibilities for use of fiber-reinforced composite (FRC) materials for direct restoration. A male 27-year-old patient was referred to the Department of Endodontics and Restorative Dentistry, School of Dental Medicine University of Zagreb for an endodontic retreatment of his left mandibular second molar. Following the retreatment, a direct restoration was planned in order to restore tooth morphology and function. During restorative procedure, GC everX Posterior short glass fibre-reinforced composite was used as dentin base, in combination with a standard composite (Essentia Universal) for final reconstruction of tooth morphology. Mechanical properties of glass FRC match the properties of dentin, improve tooth fracture resistance, and can help prevent propagation of fracture line in hard dental fissures or filling. The clinical case presented, direct restoration was placed using combination of FRC and standard composite since the tooth was endodontically treated with extensive loss of hard dental tissue. Moreover, the tooth in question was a molar, therefore, as one can expect the highest occlusal forces in the posterior region, the materials chosen were used in order to minimise the possibility for infractions, fractures and vertical root fracture and consequently, prevent tooth loss.

**Key words:** direct restoration; composite; glass fiber-reinforced composite

## SADRŽAJ

|  |    |
|--|----|
| 1. UVOD.....   | 1  |
| 1.1. Kompozitni materijali.....                            | 2  |
| 1.1.1. Sastav.....   | 2  |
| 1.1.2. Načini stvrdnjavanja.....                           | 5  |
| 1.1.3. Podjela i svojstva.....                             | 6  |
| 1.2. Staklenim vlaknima ojačani kompozitni materijali..... | 8  |
| 1.3. Direktne restauracije kod avitalnih zuba.....         | 12 |
| 2. PRIKAZ SLUČAJA.....                                     | 14 |
| 3. RASPRAVA.....   | 23 |
| 4. ZAKLJUČAK.....  | 26 |
| 5. LITERATURA.....   | 28 |
| 6. ŽIVOTOPIS.....  | 35 |

## **Popis skraćenica**

Bis-GMA- engl: bisphenol A-glycidyl methacrylate; hrv: bisfenol A glicidil dimetakrilat

UDMA- engl: urethane dimethacrylate; hrv: uretan dimetakrilat

TEGDMA- engl: triethylene glycol dimethacrylate; hrv: trietilenglikol dimetakrilat

E- engl: Electric; hrv: električna

GIC- engl: glass-ionomer cement; hrv: SIC- staklenoionomerni cement

EDTA- engl: ethylenediaminetetraacetic acid; hrv: etilendiamintetraoctena kiselina





Do gubitka tvrdih zubnih tkiva može doći na različite načine: erozijom, abrazijom, atricijom, abfrakcijom, lomom uslijed djelovanja vanjske sile te kao posljedica karijesne lezije. Kako bi se izbjegao daljnji gubitak tvrdih zubnih tkiva i/ili biološke komplikacije, važno je u što kraćem vremenu nadoknaditi tkiva koja su izgubljena direktnim ili indirektnim restauracijama.

Kompozitne smole bile su revolucionarne u području dentalne medicine te su danas kompoziti prvi izbor za direktne restauracije zubi. Jedna od prednosti kompozitnih materijala i adhezivnog postupka je mogućnost minimalno invazivnog pristupa. Kompozitni materijali imaju širok raspon indikacija za primjenu u dentalnoj medicini zbog svojih mehaničkih i estetskih svojstava. Međutim, za postizanje uspješne restauracije zuba kompozitnim materijalima, potrebno je ispravno postaviti indikaciju, poznavati svojstva restaurativnih materijala i tehniku adhezijskog postupka (1).

Međutim, usprkos brojnim prednostima i izvrsnim mehaničkim i estetskim svojstvima, ipak je moguć neuspjeh kompozitnih restauracija. Razlozi neuspjeha bili su nedostaci u rubu adaptacije, sekundarni karijes, lom i degradacija završne obrade površine (2).

Smatra se da bi se korištenjem materijala koji ima mehanička svojstva slična dentinu moglo spriječiti napredovanje pukotina zbog sila koje se javljaju tijekom funkcijskih kretnji. Kao rezultat ove ideje, proizveden je kompozitni materijal koji u svom sastavu ima kratka staklena vlakna (everX Posterior, GC Corporation, Tokio, Japan). Ovaj materijal je “bulk” kompozitni materijal ojačan vlaknima proizveden kao zamjena za dentin kako bi mogao apsorbirati stres koji nastaje tijekom funkcije (3).

Svrha ovog rada je prikazati na kliničkom slučaju prednosti i mogućnosti primjene vlaknima ojačanih kompozitnih materijala za izradu direktnih restauracija.

## **1.1. Kompozitni materijali**

### **1.1.1. Sastav**

Kompozitni materijali su prema sastavu spoj organske polimerizirajuće smolne matrice, anorganskog punila, sredstva za spajanje i sustava inicijatora (4-7), a razvijeni su kao estetska alternativa amalgamu. Evolucija materijala na bazi smole uključivala je modifikacije u sastavu smole, česticama punila te u načinu stvrdnjavanja (6).

Smolasta polimerizirajuća matrica glavna je komponenta kompozita te se njoj dodaju ostali sastojci. U smolastoj matrici, koju čine različiti monomeri, čestice punila su kovalentno vezane. Tijekom polimerizacije dolazi do konverzije monomerne matrice u polimernu. Danas se kompozitni materijali temelje na metakrilatnim spojevima, koji pokazuju nisku toksičnost, a posebice su važni dimetakrilati. Uzimajući u obzir količinu punila, organska matrica čini 12-40% mase kompozita. Organska komponenta određuje važna svojstva kompozita poput reaktivnosti odnosno stupnja polimerizacije, polimerizacijskog skupljanja, reaktivnog indeksa, viskoznosti, apsorpcije vode i topljivosti. Većina kompozitnih materijala temeljena je na bisfenol-A-glicidil-metakrilatu (Bis-GMA). Bis-GMA je gotovo bezbojna tekućina koja je zbog svoje visoke molekularne mase nepogodna za rukovanje. Kako bi se postigla konzistencija materijala u koju je moguća inkorporacija ostalih komponenti, neophodno je smanjiti viskoznost. Smanjenje viskoznosti moguće je postići dodavanjem niskoviskoznih monomera, koji su manji, ali fleksibilni, a primjer takvog monomera je trietilenglikol-dimetakrilat (TEGDMA). Kako bi se mogla postići kontrola viskoznosti kompozita, Bis-GMA i TEGDMA se dodaju u različitim omjerima. U klasičnom omjeru kompozita zasnovanih na Bis-GMA/TEGDMA njihovo skupljanje iznosi 3%-5% te je zbog toga potrebno postavljanje u slojevima. Da bi se postigla modifikacija viskoznosti i hidofilnosti Bis-GMA-e, njezina struktura se mijenjala na različite načine. Jedan od primjera je eliminacija hidroksilne skupine i zamjena etoksi-skupinom te stvaranje etoksiliranog Bis-GMA kompozita (Bis-EMA ili EBPDMA) koji je boljih svojstva za rukovanje te manje ljepljivosti. 1974. godine Foster i Walker uvode novu difunkcijsku smolu, uretan-dimetakrilat (UDMA). Njezina glavna prednost je niska viskoznost, unatoč velikoj molekularnoj masi, što uvelike olakšava dodavanje punila bez razrjeđivanja monomerom niske molekularne mase. Veliki nedostatak te smole je visoko polimerizacijsko skupljanje koje iznosi od 5%-9% (8). Tijekom 1990.-ih i 2000.-ih uloženi su znatni naponi vezani za modifikaciju smole kako bi se smanjilo polimerizacijsko skupljanje i povezano naprezanje. Eksperimentalne formulacije sadržavale su oksibismetakrilate, u velikoj mjeri razgranate metakrilate, silseskvioksane i cikličke siloksanske monomere (9). Kao rezultat tih napora kompoziti s niskim polimerizacijskim skupljanjem predstavljani su sredinom 2000.-ih godina. Filtek Silorane bez metakrilata (3M ESPE) sadržavao je siloran smolu i mikrohibridni kvarc te litij fluorid punila. Kationska polimerizacija otvaranja prstena uključivala je više oksiriranih skupina koje olakšavaju umrežavanje s polimerom. Pokazano je polimerizacijsko skupljanje ispod 1% te mehanička svojstva slična kompozitima na bazi

metakrilata (10). Dakle, glavne prednosti silorana su malo polimerizacijsko skupljanje zbog otvaranja prstena oksiranskog monomera i pojačana hidrofobnost zahvaljujući prisutnosti siloksanskih vrsta (8).

Čestice punila anorganski su dio kompozita te su odgovorne za njegova optička (translucencija, opalescencija i radioopacitet) i fizička svojstva. Anorgansko punilo čine čestice koloidnog silicija, barij-silikata, stroncij/borosilikatnog stakla, kvarca, cinkova silikata, litij-aluminijeva silikata, itrijevog i iterbijevog trifluorida. Stupanj poliranosti kompozitnog materijala uvjetovan je veličinom čestica punila tj. što je manji promjer čestica, ispun će se lakše ispolirati. Veći udio punila koji može biti izražen u volumnom ili težinskom udjelu poboljšava fizička svojstva kompozitnog materijala. Najčešća klasifikacija punila je prema veličini čestica i prema kemijskom sastavu (8). Prema veličini čestica punilo dijelimo na: makropunilo – veličina čestica 10 – 100  $\mu\text{m}$ , midipunilo – veličina čestica 1 – 10  $\mu\text{m}$ , minipunilo – veličina čestica 0,1 – 1  $\mu\text{m}$ , mikropunilo – veličina čestica 0,01 – 0,1  $\mu\text{m}$  i nanopunilo – veličina čestica 0,005 – 0,01  $\mu\text{m}$  (11). Kroz godine, veličina čestica punila se smanjuje, od tradicionalnih do nanokompozitnih materijala. Kada govorimo o kemijskom sastavu, punila mogu biti: amorfni silicijev dioksid, staklena punila, kuglasti miješani oksidi te prepolimerizirane čestice punila koje se mogu opisati kao kompozit unutar kompozita (8).

Sredstvo za spajanje osigurava trajnu vezu čestica punila s polimernom matricom, a one mogu biti povezane mehaničkom ili kemijskom vezom. Kemijska veza osigurava trajnost te omogućuje raspodjelu naprezanja između smole i punila te sprječava hidrauličku razgradnju punila (11). Takva veza dobiva se silanima, a proces kojim se površinski tretiraju čestice punila naziva se silanizacija. Silanizirajući agens je bifurkacijska molekula. Silanizirajuće skupine na jednom kraju vežu se s hidroksilnim skupinama anorganskog punila putem reakcija kondenzacije i na taj način ostvaruju siloksanske veze. Na drugom kraju metakrilatne skupine podliježu adicijskoj polimerizaciji pri svjetlosnoj ili kemijskoj aktivaciji stvrdnjavanja smole (8).

Inicijatori polimerizacije različiti su kod kemijski stvrdnjavajućih kompozitnih materijala i kod svjetlosno-polimerizirajućih kompozitnih materijala. Kod kemijski stvrdnjavajućih kompozita najčešći inicijatori koji se koriste su benzoil peroksid i tercijarni amini te oni služe kao izvor slobodnih radikala, dok kod svjetlosno-polimerizirajućih kompozita izvor svjetlosti ekscitira diketon-fotoaktivator. Od svjetlosnih inicijatora najčešće korišteni je kamforkinon s maksimumom apsorpcije na 468 nm. Fotoinicijatori s nižim stupnjem apsorpcije su

fenilpropadion s maksimumom apsorpcije na 410 nm, lucirin TPO na 385 nm te Irgacure 819 s maksimumom apsorpcije na 397 nm (11).

Inhibitori polimerizacije vrlo su važni jer oni sprječavaju spontanu polimerizaciju monomera za vrijeme pohrane ili rukovanja. Najčešće upotrebljavani inhibitor je inhibitor fenolnog tipa 4-metoksifenol ili p-metoksifenol (PMP) (8).

Stabilizatori boje poput benzofenona, bezotriazola i fenilsalicilata koriste se kod kemijski polimerizirajućih kompozita zbog toga što apsorbiraju UV svjetlo, dok kod svjetlosno-polimerizirajućih kompozita mogu biti inhibitori polimerizacije (8).

Pigmenti koji mogu biti organskog ili anorganskog podrijetla dodaju se s ciljem postizanja različitih nijansi kompozitnih materijala, a najčešće upotrebljavani su metalni oksidi (8).

### 1.1.2. Načini stvrđavanja

Do stvrđavanja kompozitnog materijala dolazi konverzijom monomera u polimere križnim povezivanjem stvarajući mrežu u koju se inkorporiraju čestice anorganskog punila. Reakcija kojom se to odvija naziva se radikalna polimerizacija, a može se aktivirati kemijskim ili svjetlosnim putem (osvjetljavanjem vidljivim (plavim) svjetlom halogenom ili LED žaruljom). Reakcija se odvija u tri stupnja. Prvi stupanj naziva se inicijacija te započinje homolitičkom razgradnjom fotoinicijatora i reakcijom s koinicijatorom kojom dolazi do oslobađanja primarnog radikala koji potom adicijskom reakcijom s monomerom stvara novi slobodni radikal. Na taj način dolazi do sljedeće faze koja se naziva rast ili propagacija lančane reakcije. U njoj dolazi do uzastopne adicije velikog broja molekula monomera uz nastajanje makromolekularnih radikala. Napredovanjem reakcije dolazi do posljednje faze odnosno zaustavljanje ili terminacije rasta makromolekula zbog steričkih smetnji jer se molekula znatno povećava (11, 12). Polimerizacijska faza u kojoj kompozitni materijal može kontrolirati i kompenzirati skupljanje uzrokovano polimerizacijom naziva se prijelazijska faza. Do kompenzacije polimerizacijskog skupljanja dolazi zbog mogućnosti pomicanja monomera unutar matrice. Prelazak iz prijelazijske u postgelacijsku fazu označava gel točka u kojoj više nije moguće kretanje unutar materijala. Gelacija je trenutak kada više nije moguće tijekom molekula unutar materijala kompenzirati skupljanje. Ukupno skupljanje materijala nastalo polimerizacijom određuje prijelazijska faza, dok se za pojavu napetosti i naprezanja smatra

odgovorna postgelacijska faza (11, 13). Smole s dvostrukom polimerizacijom razvijene su za dublje primjene gdje prodiranje svjetlosti može biti ograničeno te se kombinira svjetlosna polimerizacija s kemijskom reakcijom između benzoil peroksida i aromatskog tercijarnog amina, što rezultira bržim stvrdnjavanjem (5, 14).

Cilj polimerizacije je pretvorba dvostrukih veza metakrilatnog monomera u jednostuke. Po završetku polimerizacije dio dvostrukih veza ostane neiskorišten, tj. najveće vrijednosti stupnja konverzije iznose od 50%-80% što nam govori kako je oko 20%-50% dvostrukih veza ostalo neiskorišteno (8, 15).

Stupanj konverzije ovisi o različitim čimbenicima koji mogu biti u vezani uz sastav materijala ili pak uvjetima aktivacije svjetlosne polimerizacije. Dakle, stupanj konverzije proporcionalan je s veličinom čestica punila kao i s udjelom anorganskog punila. S obzirom na organsku matricu, kod kompozita s konvencionalnim monomerima stupanj konverzije obrnuto je proporcionalan udjelu Bis-GMA koji zbog velike viskoznosti ograničava mobilnost i reaktivnost čestica, a proporcionalan udjelu TEGDMA koji snižava viskoznost i omogućuje stvaranje većeg broja križnih veza. Osim toga, važnu ulogu u stupnju konverzije ima debljina sloja materijala, vrijeme izloženosti, izvor svjetlosti te udaljenost izvora od samog materijala. Najveća dubina polimerizacije najčešće iznosi 2 mm, no kod "bulk" kompozita može iznositi i do 4 mm, stoga se kompoziti obično pune postupno, u fazama od oko 2 mm, osim u "bulk fill-u" gdje je dopušteno punjenje u jednom koraku od 4 mm ili više (12, 16, 17).

### 1.1.3. Podjela i svojstva

Kompozitni materijali mogu se na klasificirati na više načina odnosno uzimajući u obzir različite kriterije, no suvremena podjela kompozita temelji se na veličini čestica punila. S obzirom na veličinu čestica punila kompozitne materijala dijelimo na: makropunjene, mikropunjene, hibridne kompozite, te kompozite s nanopunilom (8).

Makropunjeni kompozitni materijali drugog naziva tradicionalni ili konvencionalni kompoziti sadrže čestice prosječne veličine od 15 do 100  $\mu\text{m}$ , dok kod novijih generacija prosječna veličina čestica iznosi 1 do 10  $\mu\text{m}$ . Zbog visoke popunjenosti organske matrice, imaju dobru mehaničku čvrstoću, ali slabu otpornost na habanje. Konačnu restauraciju teško je završno

obraditi i polirati. Zbog nemogućnosti dobre završne obrade i poliranja ostaje hrapava površina te se stoga na ovoj vrsti smole zadržava plak (18).

Mikropunjeni kompozitni materijali sadrže čestice veličine između 0,01 i 0,1  $\mu\text{m}$  s prosječnom veličinom čestica od 0,04  $\mu\text{m}$ . Mikropunila izrađena su na bazi sferičnog pirogenog silicijeva dioksida. Čestice svojom malom veličinom, zaobljenošću te ravnomjernom raspoređenošću u organskoj matrici osiguravaju trajnost, jednostavnije i bolje rukovanje, radiolucencnost te je smolu s ovom vrstom punila lakše polirati u odnosu na makropunjene kompozite što osigurava bolju estetiku. Međutim, njihova mehanička svojstva su lošija jer je opterećenje punilom niže nego kod konvencionalnog (samo 40-45% po težini). Stoga je kontraindicirana njihova upotreba za područja opterećena velikim žvačnim stresom i incizalne bridove. Također imaju slabu otpornost na habanje (6, 18).

Hibridni kompozitni materijali kombiniraju konvencionalnu i mikrotehnologiju. Hibridno punilo sadrži čestice različitih veličina (mješavina submikronskih čestica od 0,04  $\mu\text{m}$  i čestica veličine od 0,4-4  $\mu\text{m}$ ) s težinskim opterećenjem punila od 75-85%. Dizajnirani su kako bi iskoristili prednosti makro i mikro punila te nanopunila od 2000.-ih godina. Smole s hibridnim punilom imaju smanjeno toplinsko širenje i veću mehaničku čvrstoću od mikropunila. Univerzalni su te se mogu koristiti u i prednjem i stražnjem segmentu zubnog luka. Također uz zadržavanje dobrih mehaničkih svojstva, imaju odličnu estetiku. Nano i mikropunilo omogućava visokopoliranu površinu i sjaj. Međutim, zbog većeg volumena diluent monomera koji kontrolira viskoznost smole, imaju veće polimerizacijsko skupljanje (5, 6, 18, 19).

Kompozitni materijali s nanopunilom sadržavaju čestice punila veličine 20-70 nm. Nanočestice formiraju jedinice nanoklastera i djeluju kao jedna jedinica (20). Imaju visoku mehaničku čvrstoću sličnu hibridnom materijalu, visoku otpornost na habanje i lako se poliraju (20, 21). Međutim, nanopunjene smole teško se prilagođavaju rubovima kaviteta zbog velikog volumena punila (18).

Prema kliničkoj primjeni kompozite možemo podijeliti na: kompozitne materijale za preventivno pečačenje fisura i jamica, visokoviskozne kompozitne materijale za izradu direktnih restauracija, tekuće kompozitne materijale, debeloslojne ("bulk fill") kompozitne materijale, laboratorijske kompozite, kompozite za izradu nadogradnji, kompozitne materijale za privremene restauracije, kompomere, ormocere te kompozite temeljene na siloranu (8, 11).

Uzimajući u obzir konzistenciju kompozite dijelimo na kompozitne materijale za preventivno pečačenje fisura i jamica, kompozitne materijale visoke viskoznosti i tekuće kompozitne materijale (8).

Prema boji i transparentnosti kompozita razlikuju se dentinske boje, caklinske boje, transparentne boje, cervikalne boje te posebni pigmenti (8).

S obzirom na broj komponenti razlikujemo dvokomponentne sustave koji se stvrdnjavaju kemijskim putem te jednokomponentne sustave koji se stvrdnjavaju putem izvora svjetlosti (8).

## **1.2. Staklenim vlaknima ojačani kompozitni materijali**

Početak upotrebe vlakana za ojačanje kompozitnih materijala označila je ugradnja staklenih vlakana u polimetil metakrilate (PMMA). Nakon toga uslijedili su materijali ojačani ugljičnim vlaknima, dok danas postoje materijali ojačani polietilenskim vlaknima, armidnim vlaknima te materijali ojačani staklenim vlaknima. Kompozitni materijali ojačani vlaknima sastoje se od vlaknastog materijala koji zajedno drži smolasti matriks (22-24).

Kompoziti ojačani vlaknima mogu se klasificirati prema vrsti ugradnje vlakana (staklo, ugljik ili polietilen), prema arhitekturi vlakana (mrežica, jednosmjerna, dvosmjerna, višesmjerna tkanja) i prema načinu ugradnje vlakana (prethodno impregnirani laboratorijski proizvod i prethodno impregnirani proizvod u ordinaciji) (25).

Od mnogih vrsta vlakana koja su dostupna (razna staklena, ugljik/grafit (G/F), polietilen i armid) klinički su se pokazala kao najtrajnija i najprikladnija E-staklena vlakna (engl. Electric, E) koja se mogu silanizirati i adherirati na smolastu matricu kompozitnog materijala ojačanog vlaknima. Druga spomenuta vlakna ne mogu se silanizirati zbog svoje kemijske inertnosti. Staklena vlakna razlikuju se prema njihovom sastavu, a najčešće korištena su E-staklo i S-staklo, koja su kemijski stabilna i izdrživa u pH okolini. Osnova staklenog punila i staklenih vlakana je silicij (silicijev dioksid),  $\text{SiO}_2$ , koji je u svom čistom obliku anorganski polimer ( $\text{SiO}_2$ ). Zanimljivo je da silicij nema pravu točku taljenja, ali omekšava na 2000 C, gdje se također počinje razgrađivati. E-staklo je sastavljeno od aluminij-borosilikata s manje od 1% alkalnog oksida (26). Također postoje pokušaji korištenja polietilenskih vlakana velike molekularne mase, ali su vlakna previše inertna te uslijed toga nailazimo na probleme u vezivanju vlakna u matricu smole. Osim toga bakterijska akumulacija u kompozitima ojačanim



takvim vlaknima klinički ograničava njihovu upotrebu. Snaga i krutost dentalne konstrukcije izrađene od kompozita ojačanog vlaknima ovisi o polimernoj matrici i vrsti vlaknaste armature (27, 28). Postupak impregnacije vlakana smolom trebao bi učiniti proizvođač vlakana s obzirom na to da je ovaj postupak rađen u stomatološkoj ordinaciji ili stomatološkom laboratoriji iznimno zahtjevan, dugotrajan i zamoran te može rezultirati pojavom pora i šupljima u materijalu (29). U literaturi su opisane različite podvrste E-stakla i S-stakla te njihovo ponašanje kao sastavni dio dentalnog kompozitnog materijala ojačanog vlaknima (25). S-staklo je podijeljeno na podrazrede ovisne o veličini površine vlakna. Poznato je da kemijski sastav stakla igra važnu ulogu u proizvodnji vlakana i u kemijskoj stabilnosti vlakana protiv djelovanja vode i kiselina. Pokazalo se da kemijska otpornost stakla ovisi o sastavu, stanju staklene površine, količini i vrsti otapala, temperaturi i vremenu izloženosti. U prisutnosti vode, snaga vlakana može biti smanjena, osobito kod staklenih vlakana koja sadržavaju visoko alkalijski metalni oksid (30). Postoje takozvana A-, C-, D-, E-CR, R- i S- stakla, a najprikladnija za korištenje u dentalnim i medicinskim aplikacijama su stakla koja ne sadrže lužine, a to su E, R- i S stakla (31). Proces proizvodnje staklenih vlakana može sadržavati eliminaciju oksida koji se lako ispiru s površine vlakana postupkom kiselog pranja, što kasnije može povećati stabilnost vlakana. Kemijski sastav staklenih vlakana različit je na površini i u unutrašnjem dijelu vlakana. Površina E-stakla može biti obogaćena borom i kalcijem. Sastav stakla ima velik utjecaj na otpornost vlakana od utjecaja kiselina te E-staklo ima dobru otpornost u širokom rasponu pH (32). Što se tiče smola korištenih u kompozitima ojačanim staklenim vlaknima, sintetski polimeri koji se koriste mogu se razlikovati, na primjer, svojom strukturom polimernog lanca (33). Također dobar kontakt armaturnih vlakana s smolastom matricom nužan je za dobru adheziju vlakana sa smolom (34).

Neki od ključnih zahtjeva za kompozite ojačane vlaknima su kemijska i mehanička otpornost na oralni okoliš, niska adsorpcija mikroba na materijal, te pravilna aplikacija materijala u fazama tijekom restauracije. Također, nužno je dobro prijanjanje između faza materijala kao i strukturalni dizajn koji smanjuje naprezanje unutar materijala i unutar samog zuba. Ništa manje važna nije ni ispravno uravnotežena okluzija kako bi se uklonila visokolokalizirana naprezanja u restauraciji (35).

Na fizičko mehanička svojstva utječe količina vlakana, dužina i forma vlakana, njihova orijentacija te položaj i sveza između smolaste matrice i samih vlakana (24, 36).

Godine 1999. Vallittu i sur. (37) objavili su studiju o savojnim svojstvima polimera akrilne smole ojačanih jednosmjernim i tkanim staklenim vlaknima, izvještavajući da se naprezanje pri lomu materijala može modificirati. Belli i sur. (2005, 2006) (38, 39) procijenili su nadomjestke od kompozitne smole ojačane vlaknima i zaključili da korištenje polietilenskih vlakana ispod kompozitnih nadomjestaka u endodontski tretiranih zubi s MOD preparacijama krune značajno povećava otpornost lomu, smanjuje propuštanje u kavitetima klase II i jača vlačnu čvrstoću vezivanja za dentin (39). Osim toga, ova vlakna imaju dobru čvrstoću na savijanje i druga mehanička svojstva potrebna za materijal podkonstrukcije proteze te za nadomještanje izgubljene strukture zuba (23).

Apsorpcija vode materijala uključuje i vodu adsorbiranu na površini i vodu apsorbiranu u tijelo materijala tijekom pripreme i dok je materijal u upotrebi. PMMA upija vodu zbog polarnosti molekule vode i jer je manji od međulančanog razmaka u polimeru. Volumen upijanja vode polimernog materijala određen je polimernom strukturom, tj. sadržajem različitih polarnih i hidrofilnih skupina u strukturi polimera, temperaturom, koncentracijom raznih aditiva i prisutnošću šupljina unutar matrice. Apsorbirana voda utječe na fizikalno-kemijska i mehanička svojstva materijala (40).

Što se tiče čvrstoće na savijanje, vrijednosti za komercijalne laboratorijski obrađene kompozite ojačane vlaknima, mogu se kretati od približno 300-1000 MPa, ovisno o pripremi uzorka i geometriji (41).

Čvrstoća materijala na lom odražava otpornost materijala na lom i predstavlja energiju potrebnu za širenje pukotine kroz materijal do potpunog prijeloma. Čvrstoća loma polimernih kompozita ovisi o vrsti polimera i armature. Čvrstoća loma materijala na bazi monometakrilata je niža, nego kod materijala na bazi dimetakrilata. Općenito, "unutarnje" starenje i/ili skladištenje u vlažnom okruženju na povišenim temperaturama može smanjiti žilavost loma, kao i druga mehanička svojstva. Međutim, dodavanjem ojačavajućih vlakana polimeru, može doći do povećanja otpornosti na lom te spriječiti ili usporiti napredak pukotine (42).

Varijacija koeficijenta toplinskog širenja između različitih materijala važna je jer može dovesti do naprezanja, što rezultira nastankom stresa i štetnih utjecaja na sučelje. Dakle, termički inducirana naprezanja i stres nepovoljno utječu na dugoročnu stabilnost intraoralnog višefaznog materijala. Dodavanjem vlakana u polimer, smanjuje se koeficijent toplinskog širenja. Općenito, toplinski koeficijent varira sa smjerom vlakana u kompozitnim krutim materijalima.

Čini se da sprječava širenje matrice u uzdužnom smjeru, pa je matrica prisiljena se proširiti u poprečnom smjeru (43).

Kada govorimo o topljivosti, s vremenom se komponente kao što su stabilizatori, plastifikatori, monomeri, ostaci inicijatora i razgradni produkti, mogu otpustiti u oralno okruženje. Dakle, količina takvih komponenti treba biti što je moguće manja, osiguravajući pritom zadržavanje karakterističnih svojstva polimera te da nema komponenti koje negativno utječu na biokompatibilnost (44).

Biološka svojstva, kao i mehanička svojstva polimernih materijala, pod velikim su utjecajem pretvorbe monomer-polimer. Rezidualni monomer može promijeniti svojstva te je moguće propuštanje u pulpu ukoliko nije postavljen zaštitni sloj (45).

Neke tvari koje se oslobađaju iz materijala su citotoksične te rezidualni monomer koji se izlučuje u oralnu okolinu, može izazvati toksičnost i alergijsku reakciju (46).

Kompozitni materijali ojačani vlaknima pokazuju različite prednosti. Imaju vrlo povoljna mehanička svojstva, a njihovi omjeri snage i težine su superiorniji od većine legura. U usporedbi s metalima, nude mnoge druge prednosti, uključujući nekorozivnost, prozirnost, dobra svojstva vezivanja i lakoća popravka. Vrhunska mehanička svojstva kompozitnih materijala ojačanih vlaknima čine ih idealnim materijalom za restauracije velikih karijesnih defekata te za postendodontsko punjenje. Materijal se može stvrdnuti čak i do 4-5mm. Također nude minimalno invazivnu, jeftinu alternativu konvencionalnoj restaurativnoj stomatologiji. Kompozitni materijali ojačani vlaknima sprječavaju širenje pukotina u restauriranim zubima a te se koriste u popravku i jačanju proteza, ortodontskih retainera i izradi estetskih kolčića i jezgri (47).

Primjer kompozitnog materijala ojačanog kratkim vlaknima je GC everX Posterior. To je kompozit ojačan vlaknima dizajniran za korištenje kao nadomjestak dentina, u kombinaciji s konvencionalnim kompozitom kao što je G-ænial Posterior koji se koristi kao nadomjestak cakline. Kratka vlakna GC everX Posterior čine ga savršenom podstrukturuom za pojačanje bilo kojeg kompozitnog nadomjestka u velikim šupljinama. Vlakna će također spriječiti i zaustaviti širenje pukotina kroz ispun, što se smatra glavnim uzrokom kvarova kompozita. Zahvaljujući svojim jedinstvenim svojstvima, GC everX Posterior otvara nove mogućnosti restauracije ekstenzivnih kaviteta u samoj ordinaciji te je odgovor na rastuću potražnju za ekonomičnom alternativom za restauracije velikih kaviteta (48).

### 1.3. Direktne restauracije kod avitalnih zuba

Direktna tehnika izrade restauracije omogućuje izradu trajne restauracije izravno u ustima pacijenta. Način izrade je relativno brz i jednostavan, ovisi o spretnosti terapeuta. Njihova najveća prednost je omogućavanje izrade restauracije prilikom jedne posjete.

Izbor vrste restauracije ovisi o više čimbenika, a glavni je veličina kaviteta, odnosno količina tvrdog zubnog tkiva koja je preostala. Osim toga potrebo je uzeti u obzir opterećenje zuba prilikom funkcijskih kretanja. Indikacija za izradu direktne restauracije je izostanak povećanog funkcijskog opterećenja, odnosno takva vrsta restauracije indicirana je kod normalnog opterećenja zuba za jednoplošne, dvoplošne i troplošne kavitete ukoliko količina koronarnog dijela koji je izgubljen ne prelazi 50 % (49).

Otpornost na lom ovisi o veličini kaviteta pa tako kod prekutnjaka gornje čeljusti, otpornost na lom je veća, ako je izgubljena samo okluzalna ploha. Interesantna činjenica je da nema dokaza u razlici otpornosti na lom između amalgamske i kompozitne restauracije. Otpornost na lom proporcionalno se smanjuje s izgubljenim tvrdim zubnim tkivom (50). Prilikom usporedbe fleksije kvržica kod intaktnih zuba s kvržicama endodontski liječenih zuba, zuba s amalgamskim ispunom se vraća 17 % fleksijske snage kvržica, a kod kompozitnih ispuna postotak se kretao između 54% i 99% (51).

Kompozitni materijali najčešći su izbor za izradu direktnih restauracija prilikom nadoknade tvrdih zubnih tkiva izgubljenih uslijed karijesa ili trauma, bilo da je riječ o endodontski liječenim zubima ili o zubima kod kojih nije bilo potrebno endodontsko liječenje. Kompozitni materijali u dentalnoj medicini na tržištu su prisutni preko pola stoljeća te im se kroz to vrijeme mijenjao sastav (organska matrica, veličina čestica punila, silanizacija i dr.) kako bi napredovala fizičko-mehanička kao i estetska svojstva.

Mikrobna kontaminacija sustava korijenskih kanala i periapikalnih tkiva najčešći je razlog neuspjeha u endodonciji (52). Propuštanje mikroorganizama i tkivnih tekućina u endodontskom prostoru može se pojaviti apikalno i koronarno. Godine 1990. Torabinejad i sur. (53) uočili su bakterijske produkte u području apeksa endodontski liječenih zuba bez koronarne restauracije nakon tri mjeseca *in vitro* pohrane. To nam govori u prilog tome da je uspjeh endodontskog liječenja snažno povezan s uspjehom koronarne restauracije. U kliničkoj praksi, restauracija

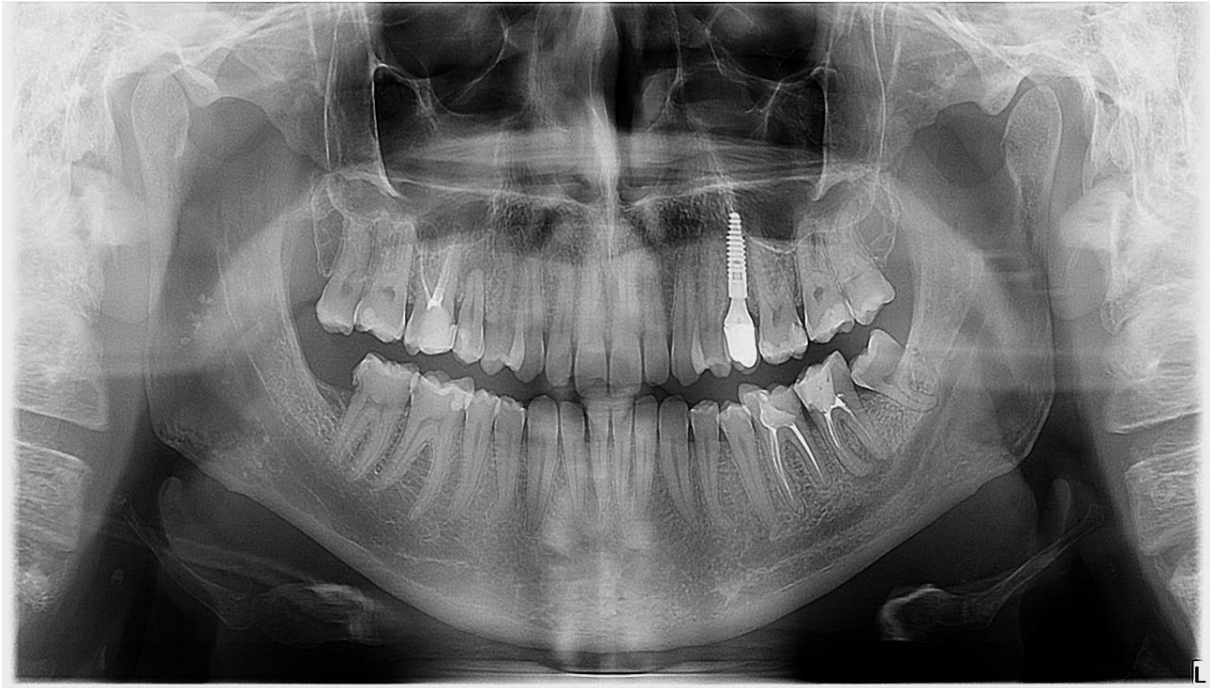
endodontski liječenih zubi je uvijek zahtjevna budući da obično treba nadoknaditi veći gubitak tvrdih zubnih tkiva. Ovisno o različitim čimbenicima, nakon endodontskog liječenja, moguće je postaviti direktne ili indirektne restauracije. Bez obzira na vrstu postendodontske opskrbe, poznato je da su endodontski liječeni zubi skloniji lomu u usporedbu s vitalnim zubima zbog velikog gubitka tvrdih zubnih tkiva, promjena mehaničkih svojstva dentina (54), promjena sadržaja vode (55) i smanjenja razine propriocepcije (56). Istraživanja su pokazala da su endodontski tretirani zubi osjetljiviji na lom, nego vitalni zubi (57). Glavni razlog smanjenja otpornosti zuba na lom je gubitak tvrdih zubnih tkiva zbog uklanjanja karijesne lezije (58) prethodnih restauracija, (58) intraradikularnih zahvata, (59) preparacije trepanacijskog otvora (60) i restaurativnih postupaka koji zahtjevaju opsežno uklanjanje zubnih tkiva (61). Preparacija okluzalne plohe smanjuje otpornost zuba na lom od 14% do 44%, dok mezio-okluzo-distalna (MOD) preparacija kaviteta smanjuje otpornost zuba na lom od 20 do 63% (62). Osim izrade isključivo kompozitne restauracije, jedna od najčešćih tehnika koja je korištena za izradu opsežne direktne restauracije je “sandwich” tehnika. Kod takve restauracije terapeut kombinira dva različita materijala, u većini slučajeva su to staklenoionomerni cement i kompozit. “Sandwich” tehnika se može izvoditi u dva oblika, zatvorena i otvorena “sandwich” tehnika. Kod zatvorene “sandwich”tehnike SIC služi kao podloga i za zaštitu endodontskog punjenja, ako dođe do loma kompozita ili mikropropuštanja. Prilikom izrade restauracije otvorenom “sandwich” tehnikom, kompozit služi za restauraciju okluzalne plohe i aproksimalnih ploha iznad kontaktnih točaka, dok za dentinsku jezgru i aproksimalne plohe koje se nalaze ispod kontaktnih točaka se koristi SIC. Iz SIC-a se otpušta fluor, te postoje dokazi kako takva tehnika smanjuje nastanak sekundarnog karijesa i demineralizaciju okolne cakline te dentina (63). Najveći dio fluora se oslobađa u obliku natrijeva fluorida, što ne utječe na fizikalno-mehanička svojstva SIC-a (64). Osim SIC-a kompozitni materijal ojačan kratkim vlaknima također se postavlja zatvorenom “sandwich” tehnikom. On se koristi kao nadomjestak dentina, u kombinaciji s konvencionalnim kompozitom kao što je G-aenial Posterior koji se koristi kao nadomjestak cakline te kao zaštita vlaknima ojačanog kompozita od utjecaja sline vode iz oralnog medija.



Pacijent muškog spola i starosti 27 godina je upućen na Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu zbog revizije endodontskog liječenja donjeg lijevog drugog kutnjaka.

Nakon uzimanja medicinske i stomatološke anamneze, proveden je klinički pregled te je analizirana ortopantomogramska snimka (Slika 1.). Kliničkim pregledom uočen je kompozitni ispun na zubu 37 (Slika 2.), bez znakova bolesti, zub je asimptomatski, a radiološki je vidljivo kako je zub prethodno endodontski liječen, međutim, punjenje nije odgovarajuće, jer korijenski kanali nisu napunjeni cijelom dužinom te je vidljiva periapikalna radiolucencija u području vrškova korijenova oba korijena (Slika 1.). S obzirom na nalaz, indicirana je revizija endodontskog liječenja te, nakon revizije, koronarna restauracija. Nakon primjene lokalne anestezije, uklonjen je postojeći ispun okruglim dijamantnim svrdlom uz vodeno hlađenje kako bi se osigurao pristup korijenskim kanalima. Kako bi se osiguralo suho radno polje, postavljena je zaštitna gumena plahtica te se pristupilo uklanjanju postojećeg punjenja iz korijenskih kanala. Punjenje je uklonjeno te su korijenski kanali instrumentirani strojnom tehnikom Reciproc instrumentima veličine R25 (VDW GmbH, Minhen, Njemačka) prema uputama proizvođača. Tijekom instrumentacije, korijenski kanali su isprani 2,5%-tnom otopinom natrijevog hipoklorita, Kad je instrumentacije završena, zaostatni sloj je uklonjen primjenom 2 ml 17%-tne EDTA tijekom jedne minute te su potom korijenski kanali isprani fiziološkom otopinom. Za sušenje korijenskih kanala, korišteni su Reciproc R25 papirnati štapići. Korijenski kanali su napunjeni "single cone" tehnikom, kombinacijom Reciproc R25 gutaperki i i punila AH Plus (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija). Višak gutaperka štapića, uklonjen je zagrijanim potiskivačem, a zatim je zub privremeno zatvoren sterilnom vaticom i Cavitom (3M ESPE Headquarters, Seefeld, Njemačka). Pacijent je upućen na izradu kontrolne retroalveolarne rtg snimke 37 kako bi se provjerila kvaliteta punjenja. Nakon uvida u kontrolnu rtg snimku, na kojoj je vidljivo odgovarajuće punjenje svih korijenskih kanala (Slika 3.), pristupilo se izradi dugotrajne restauracije zuba. Nakon primjene lokalne anestezije, uklonjen je privremeni ispun, a na zub je postavljena zaštitna gumena plahtica, a gutaperka je čeličnim svrdlom uklonjena 1 mm od ulaza u korijenski kanal (Slika 4.). Nakon sušenje cakline i dentina sterilnom vaticom, na tvrda zubna tkiva, nanesen je adheziv G-Premio Bond (GC, Tokio, Japan) prema uputama proizvođača (Slika 5.). Adheziv je polimeriziran LED polimerizacijskom lampom ( $>500\text{mW}/\text{cm}^2$ ) 10 sekundi (Slika 6.). Nakon toga, u kavitet je postavljen staklenim vlaknima ojačan kompozit everX Posterior (GC, Tokio, Japan) u slojevima od 4 mm (Slika 7.) te je polimeriziran LED polimerizacijskom lampom ( $>500\text{mW}/\text{cm}^2$ ) 20 sekundi (Slika 8.). Izgled kaviteta nakon

polimerizacije staklenim vlaknima ojačanog kompozita prikazan je Slikom 9. Na staklenim vlaknima ojačan kompozit, postavljen je kompozit Essentia Universal (GC, Tokio, Japan), u slojevima od 2 mm te je oblikovana morfologija zuba ručnim instrumentima (Slika 10.). Slojevi kompozita polimerizirani su LED polimerizacijskom lampom ( $>500\text{mW}/\text{cm}^2$ ), (Slika 11. i 12.) te je potom uslijedila završna obrada dijamantnim svrdlima, gubicama, četkicama i pastom za poliranje kako bi se uskladili okluzija i artikulacija te kako bi se osigurala glatka površina restauracije (Slika 13.).



Slika 1. Ortopantomogramski snimak prije revizije endodontskog liječenja zuba 37





Slika 2. Klinički izgled zuba 37 prije revizije endodontskog liječenja



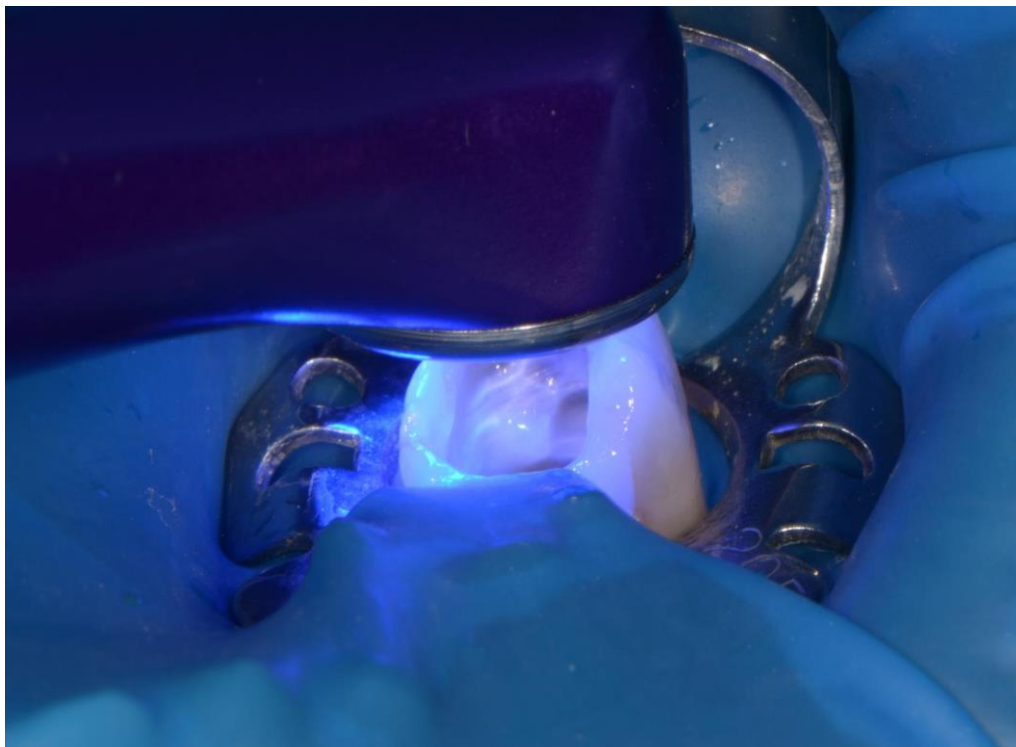
Slika 3. Rtg snimka nakon revizije endodontskog liječenja zuba 37



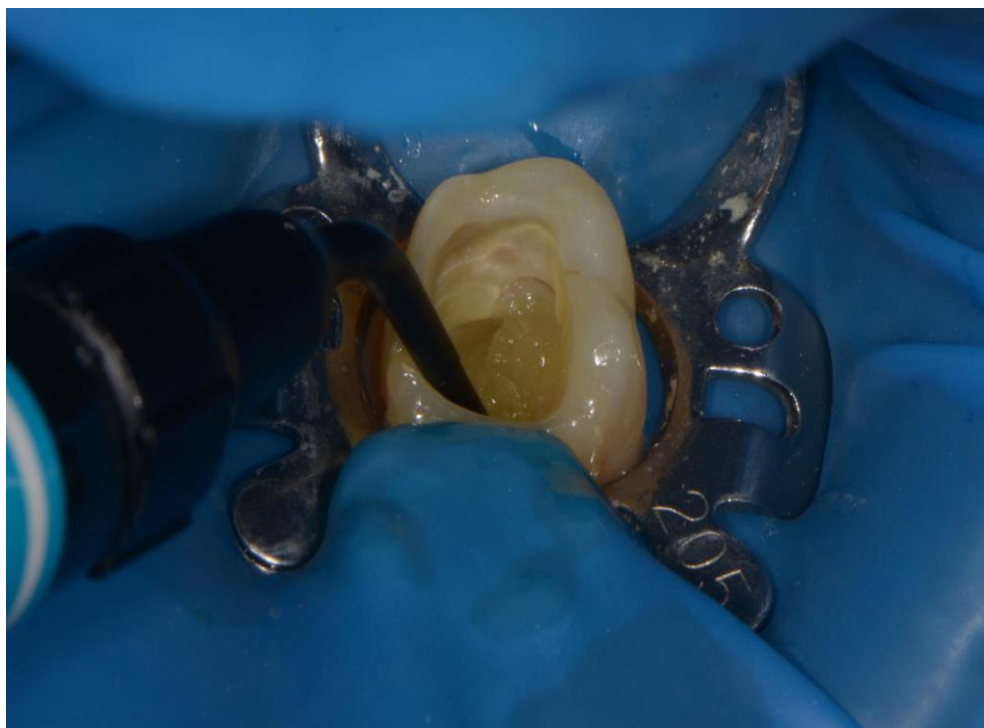
Slika 4. Izgled kaviteta nakon uklanjanja privremenog ispuna



Slika 5. Nanošenje adheziva na tvrda zubna tkiva



Slika 6. Polimerizacija adheziva polimerizacijskom lampom



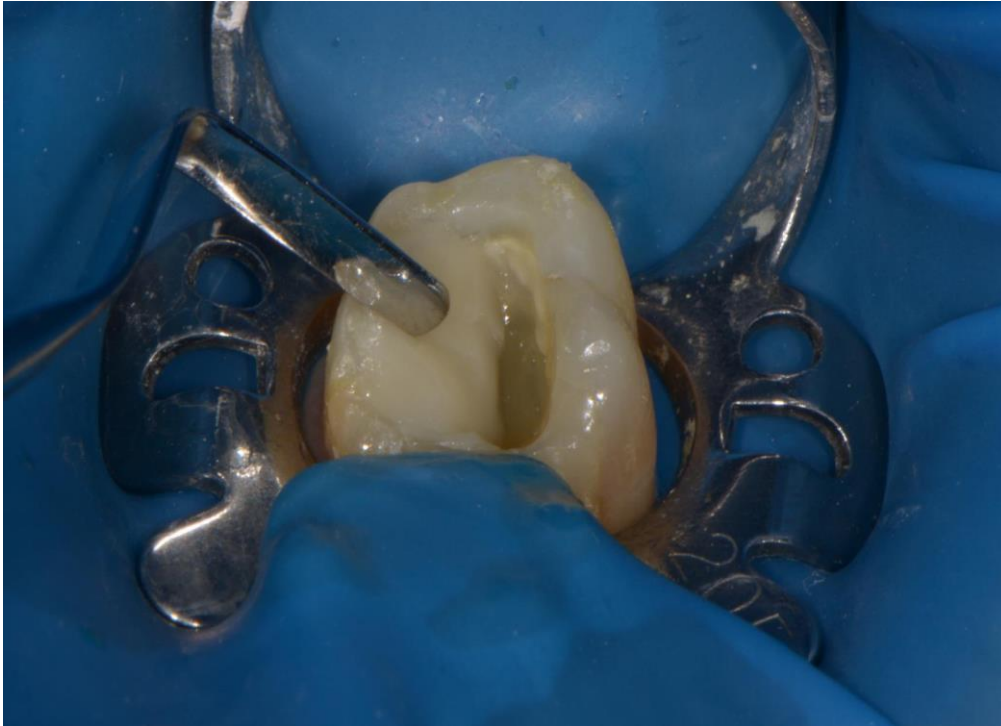
Slika 7. Postavljanje staklenim vlaknima ojačanog kompozita (everX Posterior) u kavitet



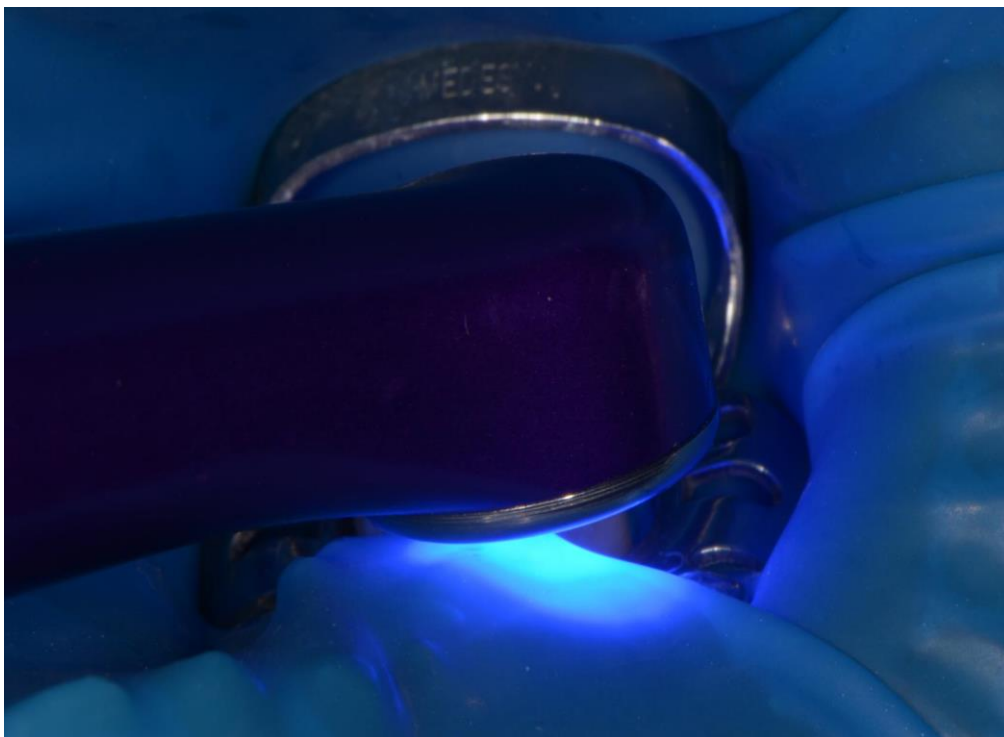
Slika 8. Polimerizacija staklenim vlaknima ojačanog kompozita



Slika 9. Izgled kaviteta nakon polimerizacije staklenim vlaknima ojačanog kompozita



Slika 10. Postava standardnog kompozitnog materijala u slojevima



Slika 11. Polimerizacija kompozitnog materijala polimerizacijskom lampom



Slika 12. Izgled ispuna prije završne obrade i poliranja



Slika 13. Konačan izgled ispuna nakon završne obrade i poliranja



Kompozitni materijali ojačani staklenim vlaknima, poput materijala koji je korišten u ovom prikazu slučaja, pomaknuli su granicu za izradu direktnih restauracija kod vitalnih i avitalnih zuba. Izuzetna mehanička svojstva kompozitnih materijala ojačanih vlaknima čine ih idealnim materijalom za restauracije u slučaju opežnog gubitka tvrdih zubnih tkiva kao posljedice karijesnih lezije ili za postendodontsku opskrbu zuba. Klinička prednost pri korištenju ovih materijala kod izrade kompozitnih restauracija je i mogućnost postavljanja u debljim slojevima, 4-5 mm budući da staklena vlakna omogućavaju provođenje svjetla polimerizacijske lampe u dublje slojeve materijala (12, 16, 17). Kompozitni materijali ojačani vlaknima koriste se, osim kao zamjena za dentin u restaurativnim postupcima, za različite indikacije u dentalnoj medicini; za popravak i ojačavanje baze mobilnih proteza, za izradu parodontoloških splintova ili splintova kod trauma, izradu fiksnih ortodontskih retainera te kao prefabricirani i individualni intrakanalni kolčići (47). Vallitu i sur. (37). utvrdili su da otpornost materijala na lom materijala može modificirati i poboljšati dodavanjem vlakana u istraživanju u kojem su se ispitivala svojnja svojstvima polimera akrilne smole ojačanih jednosmjernim i tkanim staklenim vlaknima (37). Osim toga, utvrđeno je da pojačanje restaurativnog materijala vlaknima može zaustaviti ili preusmjeriti liniju loma čime se može spriječiti fraktura zuba koja za posljedicu može imati ekstrakciju zuba (38, 39). Staklena vlakna u sastavu materijala, usprkos odličnim mehaničkim svojstvima, osjetljiva su na vlagu i niski pH u oralnom okruženju te im se mehanička svojstva mogu pogoršati tijekom vremena zbog izlaganja slini (65). Stoga je vrlo važno kompozite ojačane staklenim vlaknima zaštititi standardnim kompozitima kako bi se očuvala njihova svojstva te kako bi se spriječila degradacija spoja staklenih vlakana i organske matrice (67). Endodontski liječeni zubi su podložniji lomovima u usporedbi s vitalnim zubima (57), a otpornost na lom (mogu potencijalno smanjiti promijenjena mehaničkih svojstva dentina (54) promjena sadržaja slobodne vode u dentinu (55) i smanjenja razine propriocepcije (56). Međutim, glavni razlog smanjenja otpornosti zuba na lom je gubitak tvrdih zubnih tkiva zbog uklanjanja karijesne lezije, (58) prethodnih restauracija, (59) intraradikularnih zahvata, preparacije trepanacijskog otvora (60) i restaurativnih postupaka koji zahtijevaju opsežno uklanjanje zubnih tkiva (61). Vodeći se ranije spomenutim prednostima staklenim vlaknima ojačanih kompozita, u ovom prikazu slučaja, za restauraciju endodontski liječenog zuba, odabran je everX Posterior kompozit, koji je postavljen kao dentinska jezgra. Materijal u svom sastavu ima kratka staklena vlakna uložena u organsku matricu i savršena je podstrukturom za pojačanje bilo kojeg standardnog kompozita. Dodatna prednost je spomenuti materijal zbog staklenih vlakana u svom sastavu ima elastičnost koja odgovara modulu elastičnosti dentina (48, 68) te se time također osigurava dugotrajnost restauracije i zuba. Postavom gornjeg sloja



od kompozita Essentia Universal osigurana je zaštita od oralnog medija te time i dugotrajnost vlaknima ojačanog kompozita. Direktnom restauracijom nastojalo se maksimalno sačuvati preostala tvrda zubna tkiva. Zub kod pacijenta će se nastaviti pratiti klinički i radiološki kako bi se procijenila uspješnost revizije endodontskog liječenja i pratilo cijeljenje periapikalne lezije te također uspješnost postendodontske restauracije.



Direktne restauracije kod kojih se izgubljeni dentin nadograđuje kompozitnim materijalom ojačanim vlaknima, a izgubljena caklina standardnim kompozitnim materijalom jedna su od novijih mogućnosti nadoknade tvrdih zubnih tkiva u slučaju opsežnog gubitka istih kod vitalnih ili avitalnih zuba. Staklenim vlaknima ojačani kompoziti imaju mehanička svojstva koja odgovaraju svojstvima dentina, povećavaju otpornost zuba na loma, a mogu i spriječiti napredovanje frakture zuba ili ispuna prema dubljim dijelovima zuba i/ili korijena zuba, U prikazanom kliničkom slučaju, postavljena je direktna restuaracija kombinacijom staklenim vlaknima ojačanog kompozita i standardnog kompozita budući da je zub endodontski liječen te je bio prisutan opsežan gubitak tvrdih zubnih tkiva, a osim toga, zub je u regiji kutnjaka gdje se očekuju najače sile tijekom funkcije te se odabranim materijalima pokušala smanjiti mogućnost loma i vertikalne frakture korijena te posljedično gubitak zuba.



1. Miyashita E, Mello AT. *Odontologia estética: planejamento e técnica*. 5th ed. São Paulo: Artes Médicas; 2006.
2. Velo MMAC, Coelho LVBF, Basting RT, Amaral FLB, Franca FMG. Longevity of restorations in direct composite resin: literature review. *Odontol*. 2016;64(3):320-6.
3. Garoushi SK, Hatem M, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2015;1(1):6–12.
4. American Dental Association Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(4):463-72.
5. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*. 13th ed ; 2013.
6. Miletic V. *Development of Dental Composites. Dental Composite Materials for Direct Restorations: Springer*; 2018, p. 3-9.
7. Ronald LS, Jack F, John MP. *Craig's Restorative Dental Materials - E-Book*. 14th ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 2019.
8. Tarle Z. Kompozitni materijali. Tarle Z. i sur. *Restaurativna dentalna medicina*. Zagreb: Medicinska naklada; 2019, p. 227-52.
9. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010;89(6):549–60.
10. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater*. 2005;21(1):68–74.
11. Tarle Z, Klarić E. Kompozitni materijali i adhezijski sustavi. Mehulić K, i sur. *Dentalni materijali*. Zagreb: Medicinska naklada; 2016, p. 108-27.
12. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(2):136-51.
13. Osredečki M, Rezo V, Janković B. Kompozitni materijali male kontrakcije. *Sonda*. 2012;13(23):71-3.

14. Randolph LD, Palin WM, Leprince JG. Composition of dental resin-based composites for direct restorations. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*: Springer, 2018, 11-24.
15. Ensaff H, O'Doherty DM, Jacobsen PH. Polymerization shrinkage of dental composite resins. *Proc Inst Mech Eng H*. 2001;215(4):367-75.
16. Ronald LS, Jack F, John MP. *Craig's Restorative Dental Materials - E-Book*. 14th ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 2019.
17. Tarle Z, Marović D, Pandurić V. Contemporary concepts on composite materials. *Rad Hrvatske akademije znanosti i umjetnosti. Med Sci*. 2012;38:23-38.
18. Bonsor SJ, Pearson GJ. *A clinical guide to applied dental materials*. Amsterdam: Elsevier/Churchill Livingstone; 2013, pp 73–75.
19. Pfeifer CS. Polymer-Based Direct Filling Materials. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):733-50.
20. Sonal S, Kumar SR, Patnaik A, Meena A, Godara M. Effect of adding nanosilica particulate filler on the wear behavior of dental composite. *Polym Compos*. 2017;39(1):332–41.
21. Sonal S, Patnaik A, Kumar SR, Godara M. Investigating influence of low fraction of polytetrafluoroethylene filler on mechanical and wear behavior of light-cured dental composite. *Mater Res Express*. 2019;6(8):085403.
22. Bijelic J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Short fiber reinforced composite in restoring severely damaged incisors. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(5):1221-31.
23. Smith DC. Recent developments and prospects on dental polymer. *J Prosthet Dent*. 1962;12(6):1066.
24. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update*. 2003;30(6):300-6.
25. Krishnamachari J, Akshay Khandelwal, Ajitha P. Fiber-reinforced composite in dentistry-A review. *Drug Invent Today*. 2020;13(6):1231-5.

26. Sfondrini MF, Massironi S, Pieraccini G, et al. Flexural strengths of conventional and nanofilled fiber-reinforced composites: A three-point bending test. *Dent Traumatol.* 2014;30(1):32-5.
27. Kumbuloglu O, Saracoglu A, Ozcan M. Pilot study of unidirectional E-glass fiber-reinforced composite resin splints: Up to 4.5-year clinical follow-up. *J Dent.* 2011;39(12):871-7.
28. Tanner J, Vallittu PK, Soderling E. Adherence of *Streptococcus mutans* to an E-glass fiber reinforced composite and conventional restorative materials used in prosthetic dentistry. *J Biomed Mater Res.* 2000;49(2):250-6.
29. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibers and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil.* 1993;20(5):533-9
30. Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite Part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on the transverse strength. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):613-7.
31. Vallittu PK. Impregnation of glass fibers with polymethylmethacrylate using powdercoating method. *Appl Compos Mater.* 1995;2(1):515-8.
32. Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability polymethylmethacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):617-21.
33. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: A confocal microscopic study. *Int Endod J.* 2005;38(1):46-51.
34. Matisons J. Silane coupling agents and glass fibre surfaces: A perspective, silanes and other coupling agents. In: Mittal KL, editor. *Silanes and Other Coupling Agents*. 1st ed. Vol. 5. Boca Raton, Florida: CRC Press; 2009, p. 123.
35. Vallittu PK. High aspect ratio fillers: Fiber reinforced composites and their anisotropic properties. *Dent Mater.* 2015;31(1):1-7.
36. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(5):10-7.

37. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):318–26.
38. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, et al. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *Int Endod J.* 2005;38(2):73–80.
39. Belli S, Erdemir A, Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *Int Endod J.* 2006;39(2):136–42.
40. Miyairi H, Nagai M, Muramatsu A. Studies on mechanical properties of denture base material laminated with organic fiber reinforced plastics. Part I. Basic consideration of hybrid construction. *Bull Tokyo Med Dent Univ.* 1975;22(4):273-80.
41. Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R. Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4- × 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(4):630-40.
42. Tanner J, Tolvanen M, Garoushi S, Säilynoja E. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite restorations in posterior teeth results of 2.5 year follow-up. *Open Dent J.* 2018;12:476-85.
43. Agrawal A, Mala K. An in vitro comparative evaluation of physical properties of four different types of core materials. *J Conserv Dent.* 2014;17(3):230-3.
44. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV. Flexural strengths of fiber-reinforced composites polymerized with conventional light-curing and additional postcuring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(4):524-7.
45. Foek DL, Yetkiner E, Özcan M. Fatigue resistance, debonding force, and failure type of fiber-reinforced composite, polyethylene ribbon-reinforced, and braided stainless steel wire lingual retainers in vitro. *Korean J Orthod.* 2013;43(4):186-92.
46. Kumbuloglu O, Özcan M, User A. Fracture strength of direct surface-retained fixed partial dentures: Effect of fiber reinforcement versus the use of particulate filler composites only. *Dent Mater.* 2008;27(2):195-202.



47. Kangasniemi I, Vallittu P, Meiers J, Dyer SR, Rosentritt M. Consensus statement of fiber-reinforced polymers: Current status, future directions, and how they can be used to enhance dental care. *Int J Prosthodont*. 2003;16(2):209.
48. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater*. 2013;29(8):835-41.
49. Vârlan C, Dimitriu B, Vârlan V, Bodnar D, Suciu I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *J Med Life*. 2009;2(2):165–72.
50. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod*. 1999;25(1):6–8.
51. Cerutti A, Flocchini P, Madini L, Mangani F, Putignano A, Docchio F. Effects of bonded composites vs. amalgam on resistance to cuspal deflection for endodontically-treated premolar teeth. *Am J Dent*. 2004;17(4):295–300.
52. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1994;10(3):105–10
53. Torabinejad M, Ung B, Kettering JD. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod*. 1990;16(12):566–9.
54. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Pereira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod*. 2007;33(5):603–6.
55. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dent Traumatol*. 1994;10(2):91–3.
56. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth an experimental clinical study. *Acta Odontol Scand*. 1986;44(5):271–7.
57. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *J Endod*. 2009;35(3):413–6.
58. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1989;15(11):512–6.

59. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an mod restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):576–85.
60. Pantvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1995; 21(2):57–61.
61. Mondelli RF, Barbosa WF, Mondelli J, Franco EB, Carvalho RM. Fracture strength of weakened human premolars restored with amalgam with and without cusp coverage. *Am J Dent.* 1998;11(4):181–4.
62. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent.* 1981;6(1):2–5.
63. Kirsten GA, Rached RN, Mazur RF, Vieira S, Souza EM. Effect of open-sandwich vs. adhesive restorative techniques on enamel and dentine demineralization: An in situ study. *J Dent.* 2013;41(10):872–80.
64. Kuhn AT, Wilson AD. The dissolution mechanisms of silicate and glass-ionomer dental cements. *Biomaterials.* 1985;6(6):378–82.
65. Frese C, Decker C, Rebholz J, Stucke K, Staehle HJ, Wolff D. Original and repair bond strength of fiber-reinforced composites in vitro. *Dent Mater.* 2014;30(4):456–62.
66. Wolff D, Schach C, Kraus T, et al. Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses: a retrospective clinical examination. *J Adhes Dent.* 2011;13(2):187–94.
67. Mondelli RF, Ishikiriama SK, de Oliveira Filho O, Mondelli J. Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(3):161–5.
68. Filetin T, Kovačićek F, Indof J. Svojstva i primjena materijala: čelici i željezni ljevovi, laki i obojeni metali, konstrukcijska keramika, polimerni materijali, kompozitni materijali i drvo; 2. izdanje. Zagreb, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2002.



Sara Mikulić rođena je 17.07.1996. u Zagrebu. Nakon završene osnovne škole upisuje Srednju školu “Ban Josip Jelačić” u Zaprešiću, smjer opća gimnazija. Studij dentalne medicine na Stomatološkom fakultetu u Zagrebu započinje 2015. godine. Tijekom studiranja aktivno sudjeluje u radu Studentskog zbora i Fakultetskog vijeća Stomatološkog fakulteta čija članica postaje 2019. godine. Također, 2019. godine osniva Udrugu “Sve je lako kad si zdrav” s ciljem edukacije djece i mladih o oralnoj higijeni i oralnom zdravlju te prevenciji nastanka bolesti usne šupljine. Za vrijeme studija bila je sudionik brojnih stručnih skupova, te je asistirala u privatnoj stomatološkoj poliklinici u Zagrebu. Osim aktivnosti u sklopu fakulteta, sudjeluje u kreiranju politika za mlade te 2020. godine postaje članicom Savjeta mladih Grada Zaprešića, te 2022. članicom Savjeta mladih Zagrebačke županije. Aktivno se služi engleskim i njemačkim jezikom.