

Kompozitni materijali male kontrakcije

Kaucki, Irena

Master's thesis / Diplomski rad

2019

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:127:281982>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial 3.0 Unported / Imenovanje-Nekomercijalno 3.0](#)

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



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu
Stomatološki fakultet

Irena Kaucki

KOMPOZITNI MATERIJALI MALE KONTRAKCIJE

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2019.

Rad je ostvaren u: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; Zavod za endodonciju i restaurativnu medicinu

Mentor rada: doc. dr. sc. Eva Klarić Sever, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Maja Meczner, magistra edukacije hrvatskog jezika i književnosti

Lektor engleskog jezika: Josipa Kaucki, magistra engleskog jezika i književnosti

Sastav povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. doc. dr. sc. Eva Klarić Sever
2. prof. dr. sc. Silvana Jukić Krmek
3. prof. dr.sc. Dubravka Negovetić Vranić

Datum obrane rada: 12. srpnja 2019.

Rad sadrži: 33 stranice

12 slika

1 CD

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 se mentorici doc. dr. sc. Evi Klarić Sever na velikoj pomoći i savjetima tijekom pisanja ovog rada.

Veliko hvala mojim roditeljima Ružici i Josipu koji su mi svojim radom i trudom omogućili obrazovanje i bili potpora i poticaj tijekom cijelog života, kao i sestre Nera i Josipa.

Zahvaljujem se i prijateljicama i Alenu što su uvijek bili moralna potpora i bez kojih ove godine studiranja ne bi bile tako zabavne.

Kompozitni materijali male kontrakcije

Sažetak

Razvoj kompozitnih materijala počeo je šezdesetih godina prošloga stoljeća i traje još danas, a trajat će i značajno vrijeme u budućnosti. Postao je materijalom izbora pred amalgamom u restaurativnim zahvatima zbog manje uklanjanja zdravog zubnog tkiva, svezivanja za zubna tkiva i estetike. Shema njegova sastava je: organska smolasta matrica, kemijski povezana međugraničnim spojnim sredstvom, s anorganskim česticama punila. Prilikom postavljanja u kavitet u mekom je obliku, a nakon modelacije polimerizira se plavim svjetlom, što ga stvrdnjava. To sa sobom nosi određene probleme koji se promjenom određenih sastavnica kompozita nastoje smanjiti ili isključiti. Moguće negativne posljedice zamjene tvrdog zubnog tkiva kompozitnim materijalom su poslijeoperativna preosjetljivost ili bol, marginalno obojenje, mikropropuštanje koje vodi do sekundarnog karijesa, defleksija kvržica i cakline. Uzrok je tih problema polimerizacijsko skupljanje kompozita koje rezultira polimerizacijskim stresom. Napretkom tehnologije uspješno je smanjeno polimerizacijsko skupljanje, ali još nema materijala koji bi ga skroz eliminirao. Na tržište su stavljeni materijali kod kojih je promijenjen sastav organske matrice, sastav punila ili su dodani određeni modulatori te je time uspješno smanjeno polimerizacijsko skupljanje. Ti materijali spadaju u grupu kompozita male kontrakcije.

Ključne riječi: razvoj kompozitnih materijala; polimerizacijsko skupljanje; kompozitni materijali male kontrakcije

Low-shrinking composites

Summary

The development of composite materials has begun in the 1960s, is an ongoing process today and will continue to evolve in the future. Composite materials are preferred over amalgam in restorative procedures for a number of reasons. They require less sound dental tissue to be removed, have the ability to bond to tooth structure and are aesthetically pleasing. Its composition consists of organic resin matrix which is chemically linked by a coupling agent with inorganic filler particles. During the filling of the cavity it is in soft form and after modeling it is polymerized with blue light that cures it. This creates certain problems that we try to reduce or eliminate by changing certain composite components. Some of the possible negative consequences of replacing hard tissue with composite material are post-operative sensitivity or pain, marginal staining, marginal gap that leads to secondary caries and cuspal or enamel fractures. The cause of these problems is polymerisation shrinkage of composites resulting in polymerisation stress. Technology advancements have reduced the polymerization shrinkage, but materials which completely eliminate it have not been found. There are some materials with a different composition of the organic matrix, of the fillers, or to which certain modulators were added, that successfully reduce the polymerization shrinkage. These materials belong to a group of low shrinkage composites.

Key words: development of composite materials; polymerization shrinkage; low shrinkage composite materials

SADRŽAJ

| | |
|--|----|
| 1. UVOD | 1 |
| 2. KOMPOZITI OPĆENITO | 3 |
| 2.1. Sastav kompozitnih materijala | 4 |
| 2.1.1. Organski matriks..... | 4 |
| 2.1.2. Anorgansko punilo..... | 4 |
| 2.1.3. Međugranično spojno sredstvo | 5 |
| 2.2. Polimerizacija..... | 6 |
| 2.2.1. Izvori svjetlosti | 6 |
| 2.2.2. Stupanj konverzije | 7 |
| 2.2.3. Oblici polimerizacijskog skupljanja | 8 |
| 2.3. Postavljanje u kavitet..... | 8 |
| 2.4. Karakteristike zubnih tkiva značajne za ostvarenje adhezivne veze | 9 |
| 2.4.1. Adhezija u caklini | 9 |
| 2.4.2. Adhezija u dentinu | 10 |
| 2.5. Adhezijski sustavi..... | 10 |
| 3. KOMPOZITI MALE KONTRAKCIJE | 12 |
| 3.1. Silorani u sastavu monomera..... | 13 |
| 3.2. Monomeri velike molekulske težine | 14 |
| 3.3. Povećanje količine punila..... | 15 |
| 3.4. Dodatak stres modulatora | 15 |
| 3.5. Ormoceri..... | 16 |
| 4. PRIKAZ SLUČAJA | 17 |
| 5. RASPRAVA..... | 22 |
| 6. ZAKLJUČAK | 25 |
| 7. LITERATURA..... | 27 |
| 8. ŽIVOTOPIS | 32 |

Popis skraćenica

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil metakrilat

LED – eng. light emitting diode, poluvodička svjetleća dioda

SDR – Smart Dentine Replacement

TCD – triciklodekan

TEGDMA – trietilen-glikol-dimetakrilat

TPO – 2,4,6-Trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphineoxide

UDMA – uretan dimetakrilat

UV – eng. ultraviolet, ultraljubičasto svjetlo

1. UVOD

Među najčešće korištenim materijalima u restaurativnoj stomatologiji i svakodnevnoj praksi stomatoloških ordinacija danas, kompozitni materijali, prvotno su bili namijenjeni samo izradi ispuna, ali danas se koriste i za pečačenje fisura, izradu splintova, adhezivno cementiranje krunica i ljuskica, cementiranje bravica u ortodonciji, kao nadogradnje, indirektni ispuni, privremeni nadomjesci. Razvoj kompozitnih materijala počeo je 1951. kada je Oscar Hagel razvio prvu dimetakrilatnu molekulu, a 1962. Rafael Bowen razvio je bisfenol-A-glicidil metakrilat (Bis-GMA), monomer koji je postao osnovom današnjih kompozita (1). S obzirom da zahtijevaju minimalno ili nikakvo brušenje zuba, mogu se koristiti i u minimalno invazivnim tehnikama preparacije. Još 1955. Buonocore prvi put eksperimentira s primjenom ortofosforne kiseline i postavlja temelje primjene adhezivnih sustava s ciljem vezivanja kompozitnih materijala za tvrda zubna tkiva (2). Jetkanjem cakline ostvaruje se dobra mikromehanička sveza između kompozita i cakline, nasuprot čemu kemijska i biološka složenost dentina rezultiraju težim ostvarenjem adhezije (3). Međutim da bi se postigla takva funkcionalnost potrebno je pravilno provesti niz pripremnih postupaka, po uputama proizvođača i pravilima struke, kako bi se izbjegle pogreške koje dovode do propusnosti ispuna, rubne pukotine, marginalne obojenosti, nastajanja sekundarnog karijesa ili defleksije kvržica. Jedan od bitnih faktora koji može uzrokovati rubnu pukotinu jest stres materijala pri polimerizacijskom skupljanju kompozita. Pri izradi konvencionalnih ispuna to se djelomično izbjegava polimeriziranjem slojeva u debljini od maksimalno 2 mm i bitnije, kosim postavljanjem slojeva da bi se izbjeglo povezivanje nasuprotnih zidova kaviteta. Takvom pažljivom izradom ispuna mogu se osigurati dobra kvaliteta i dugotrajnost, ali takav način rada, pogotovo u velikim kavitetima, iziskuje puno vremena.

Svrha je ovog rada prikazati suvremene materijale koji su premostili prepreku polimerizacijske kontrakcije i njihovu primjenu.

2. KOMPOZITI OPĆENITO

2.1. Sastav kompozitnih materijala

Kompoziti koji se rabe u dentalnoj medicini spoj su organskih smolastih matrica i anorganskih čestica punila međusobno povezanih graničnim vezujućim sredstvom.

2.1.1. Organski matriks

Organski je dio monomer velike molekularne mase. Razvijeni su razni sustavi, ali uglavnom se dijele na one koji sadrže bisfenol-A-glicidil metakrilat (Bis-GMA) kao glavnu smolu ili uretan dimetakrilat (UDMA) kao glavnu smolu (4). Bis-GMA je molekula građena od dva centralno postavljena benzenska prstena (uzrokuju rigidnost) i terminalne metakrilatne skupine na kojoj se odvija slobodna radikalna polimerizacija. S obzirom na to da je Bis-GMA smola visoke viskoznosti i da je njome kao takvom teško rukovati, dodaju joj se monomeri male viskoznosti, najčešće TEGDMA (trietilen-glikol-dimetakrilat).

UDMA se odlikuje niskom viskozošću pa nije potrebno dodavati niskoviskozne komonomere. Zasada nema ni znanstvenih ni kliničkih potvrda da su kompoziti temeljeni na Bis-GMA smolama generalno bolji od onih temeljenih na UDMA i obrnuto (5).

Osvjetljivanjem započinje stvrdnjavanje, odnosno dolazi do konverzije molekula monomera u makromolekule polimera križnim povezivanjem, a to rezultira volumetrijskim skupljanjem (kontrakcijom) materijala. Iz toga proizlazi da materijal s većim postotkom organskog dijela ima veći broj monomera koji trebaju prijeći u polimer i stoga veće polimerizacijsko skupljanje koje može dovesti do stresa i nastajanja rubne pukotine te kompromitirati adhezijsko svezivanje za zubna tkiva.

2.1.2. Anorgansko punilo

Anorganski dio obuhvaća različite anorganske čestice koje se dodaju organskoj matrici do zasićenja: kristalinični kvarc, borosilikatno staklo, alumosilikate barija, stroncija, litija, cirkonija i kositra, pirogeni koloidni silicijev dioksid, barijev sulfat, itrijev i iterbijev trifluorid (4). One su različitih veličina i oblika, a prilikom križnog povezivanja uklješte se u polimernu mrežu. Povećani udio anorganskog punila smanjuje polimerizacijsko skupljanje, koeficijent toplinske ekspanzije, apsorpciju vode, ali povećava krutost materijala, pridonosi boljoj

kondenzibilnosti, a polirnost kompozitne smole ovisit će o veličini i udjelu pojedinih čestica (5).

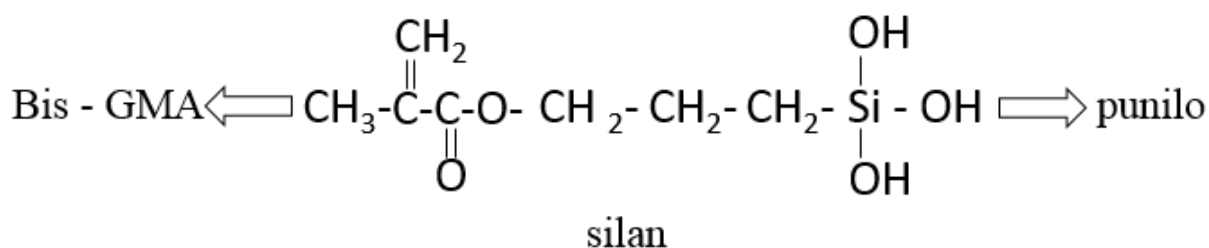
Udio anorganskog punila može biti izražen u volumnom ili težinskom udjelu (češće).

Postoji više načina klasifikacije veličine čestica punila. Jedan od načina je i sljedeći:

1. makro punilo – veličina čestica 10–100 mikrona (nedostaci: hrapavost, diskoloracija)
2. midi punilo – veličina čestica 1–10 mikrona
3. mini punilo – veličina čestica 0,1–1 mikron
4. mikro punilo – veličina čestica 0,01–0,1 mikron (visoka poliranost, loša fizička svojstva, veće polimerizacijsko skupljanje)
5. nano punilo – veličina čestica 0,005–0,01 mikron (unaprijeđena estetska i mehanička svojstva u odnosu na mikrohibridne kompozite) (5).

2.1.3. Međugranično spojno sredstvo

Vežuće sredstvo osigurava trajnu vezu organske smole i anorganskog punila sprječavanjem hidrolitičke degradacije spoja i dobrom raspodjelom stresa na vezi smola-punilo. Najčešće korišten je silan (ymetaksiloksipropiltrimetoksisilan) koji kao bifunkcionalna molekula na jednom kraju veže hidroksilne skupine anorganskog punila putem reakcije kondenzacije (siloksankse veze), a na drugom metakrilatne skupine organske matrice podliježu adicijskoj polimerizaciji (Slika 1.).



Slika 1. Kemijska struktura kompozita

Ostali sastojci – inicijatori polimerizacije (kemijski, fotokemijski – najčešće upotrebljavan jest kamforkinon), inhibitori (sprječavaju autopolimerizaciju smole – monometil eter, hidroksitoluen) te stabilizatori boje (apsorberi ultraljubičastog svjetla (UV)) – nemaju udjela u nastajanju polimerizacijskog skupljanja (5).

2.2. Polimerizacija

Polimerizacija kompozita odvija se u tri stupnja. Prvi je inicijacija – homolitičkom razgradnjom fotoinicijatora dolazi do započinjanja adicijske reakcije primarnim radikalom. Slijedi drugi stupanj – propagacija lančane adicijske reakcije, i treći – terminacija rasta makromolekula.

Pomicanje i prostorna organizacija molekula organskog dijela odgovorni su za promjene volumena nastale tijekom polimerizacije te se prema tome polimerizacija dijeli u tri faze u aspektu kontrakcije materijala: pregelacijsku, gel fazu i postgelacijsku. Tijekom pregelacijske faze smanjuje se udaljenost između monomernih lanaca kada se slabe van der Waalsove i vodikove veze zamjenjuju jačim kovalentnim vezama. To vodi ka fazi gelacije i postupno povećava viskoznost materijala, a smanjuje fluidnost. Dakle, prije dostizanja gel točke, kompozitni materijali još uvijek imaju mogućnost tečenja i parcijalnog oslobađanja stresa (4).

2.2.1. Izvori svjetlosti

Na pregelacijsku fazu možemo utjecati pri radu tako da omogućimo otjecanje kompozitnog materijala prilikom početne faze polimerizacije i tako minimiziramo stres na svezujućim površinama. Za to su modelirane tehnike na konceptu halogenih soft-start lampi koje:

- 1) emitiraju plavo svjetlo početno nižeg intenziteta ($100\text{--}200\text{ mW/cm}^2$) pa nakon toga većeg intenziteta ($600\text{--}800\text{ mW/cm}^2$) – dvostupanjska polimerizacija; ili
- 2) postupno povećavaju intenzitet od nižeg ka većem – eksponencijska polimerizacija; ili
- 3) emitiraju svjetlo u kratkim vremenskim intervalima – pulsno odgođena polimerizacija (5).

Ako nam nije dostupna tako koncipirana lampa, kompozit se može inicijalno osvijetliti na 2 sekunde pa pričekati 10 sekundi i zatim nastaviti osvjetljivanje.

Kao izvor svjetlosti nakon najčešće korištenih kvarc-tungsten-halogenih lampi, danas se kao najnovija dostignuća koriste LED-lampe (eng. *light emitting diode*) temeljene na plavim diodama. U odnosu na halogene, emitiraju plavo svjetlo uske valne duljine (najčešće 450–490 nm) što zahtijeva manju snagu, pa se mogu koristiti kao bežični uređaji na baterije. Također nema oštećenja filtera, bulbusa i reflektora kao kod halogenih lampi, kod kojih zbog emitiranja

visoke temperature dolazi do smanjenja učinkovitosti, što im skraćuje radni vijek i zahtijeva redovita testiranja. Proizvode znatno nižu temperaturu – nema potrebe za ventilatorom, ne zagrijavaju materijal, i nisu opasne po osoblje što se tiče zračenja, ali se osoblje i pacijent trebaju zaštititi od izravnog gledanja u svjetlost jer to može biti opasno po vid. No kod LED-lampi treba paziti na vrstu fotoinicijatora. Kamforkinon se, kao najčešće korišten, aktivira pri valnoj duljini koju emitiraju (maksimum apsorpcije na 468 nm), ali u svjetlijim nijansama, na primjer, može se nalaziti 2,4,6-Trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphineoxide (TPO) koji se aktivira izvan tog raspona. Minimalna energija koju daje lampa za polimerizaciju 2 mm kompozitnog materijala trebala bi biti jačine 300–400 mW/cm².

Alternativni uređaji za polimerizaciju su plazma-uređaji te pulsni i argonski laser koji zbog veličine i cijene nisu toliko u upotrebi, a i zbog velike snage oslobađaju veće količine toplinske energije prilikom polimerizacije.

Kemijsko-polimerizirajuće smole su dvokomponentne, njihovi nedostaci su kratko vrijeme rukovanja, niži stupanj konverzije, veća poroznost, manja stabilnost boje (5, 6).

2.2.2. Stupanj konverzije

Gelacija se može definirati kao trenutak kada gibanje molekula u materijalu više ne može kompenzirati kontrakciju, dolazi do promjene stanja iz gumastog u stakleno, i doseže se točka vitifikacije. Zbog nje stupanj konverzije nikada ne doseže 100%. Stupanj konverzije je postotak dvostrukih ugljikovih veza konvertiranih u jednostruke kao rezultat polimerizacijskog procesa, dakle neke polimerne molekule imaju neizreagirane dvostruke ugljikove sveze na krajevima lanaca i takav neizreagirani monomer je zaglavljnjen unutar polimerne mreže. Kako raste stupanj konverzije, rastu i tlačna i vlačna snaga, odnosno otpornost na lom. Može ovisiti o:

- 1) kemijskoj strukturi monomera (kod onih koji sadrže rigidni Bis-GMA ovisan je o količini niskomolekulskog monomera trieten-glikol-dimetakrilata (TEGDMA) jer on povećava mobilnost molekula, a time i njihovu reaktivnost i konačno stupanj inicijalne konverzije);
- 2) veličini čestica anorganskog punila;
- 3) translucenciji;

- 4) debljini sloja (kod konvencionalnih kompozita stupanj konverzije drastično je manji ako je sloj deblji od 2 mm, pogotovo kod tamnijih boja);
- 5) intenzitetu, vremenu i udaljenosti izvora svjetlosti od površine kompozita;
- 6) sustavu fotoinicijatora (tip i koncentracija) (5, 7).

2.2.3. Oblici polimerizacijskog skupljanja

Kompoziti se mogu skupljati na nekoliko načina:

1. skupljanje između stijenki kaviteta – inicijacijom polimerizacije i nastajanjem polimerizacijskog skupljanja, ukoliko takav stres prevlada jačinu veze materijala i zida kaviteta, doći će do pucanja takve veze i marginalne mikropukotine;
2. slobodno skupljanje – u slučaju kada kompozit ne leži na tvrdoj površini, kontrahirat će prema svom centru, a s obzirom da nije ničime ometano, neće doći do stresa;
3. efektivno skupljanje – kada kompozit leži na jednoj čvrstoj površini, prilikom polimerizacije skupljanje će se odvijati prema površini za koju je materijal vezan i neće se razviti gotovo nikakav stres jer će gubitak volumena biti kompenziran (8).

2.3. Postavljanje u kavitet

Vodeći se pretpostavkom da manje rigidan materijal (odnosno onaj s manjim modulom elastičnosti) čini elastični amortizirajući sloj, prije postavljanja kompozita u kavitet može se postaviti podloga. U tu svrhu može poslužiti deblji sloj adheziva (nova generacija adheziva s anorganskim punilom), glasionomer ili tekući kompozit do debljine od jednog milimetra. Takav sloj smanjuje naprezanje uslijed polimerizacijskoga stresa i smanjuje rubno propuštanje (7). Najčešće se kao elastičniji materijal ispod kompozita koriste tekući kompoziti koji imaju manji udio anorganskog punila od tvrdih, nisku viskoznost i niži modul elastičnosti te im je produžena pregel faza u kojoj imaju produženo vrijeme interne adaptacije (9).

Postavljanje kompozita u kavitet preporučuje se u slojevima jer tako svaki sloj ima svoj konfiguracijski faktor i volumen. Konfiguracijski faktor C je omjer svezujućih i slobodnih površina, odnosno ovisi o obliku kaviteta – najveći je za I. razred gdje je kompozit vezan za pet

zidova (C=5), najmanji je za IV. razred (C=1), ali stomatolog tehnikom postavljanja može na njega utjecati (8). U tu svrhu preporučuju se inkrementalne tehnike postavljanja. One uključuju vertikalnu, kosu i centripetalnu tehniku. Kod vertikalne se počinje od jednog zida i kreće se prema suprotnom, a polimerizira se preko vanjske strane zida na koji je nanesen sloj. Prema novim spoznajama, takav način polimerizacije je nepotreban jer je opovrgnuto da se kompozit skuplja prema izvoru svjetlosti. Kod kose ili Z-tehnike svaki je sloj postavljen tako da dodiruje samo donji i jedan od zidova kaviteta; postoje tri varijacije ove tehnike, a najviše se koristi *Succesive cusp buildup* tehnika. Kod te tehnike sloj kompozita debljine 2 mm klinastog oblika (širi dio apikalno, vrh okluzalno) postavlja se na dentinski zid i tako se svaka kvržica zasebno izgrađuje do okluzalne morfologije. Druga vrsta kose tehnike je *Separate dentine and enamel buildup* kod koje se kvržice prvo rade do dentinsko-caklinskog spojišta, a nakon što su sve gotove može se prema dogovoru s pacijentom napraviti *fissure staining* (pigmentiranje) i zatim se postavljaju završni caklinski inkrementi. Taj zadnji sloj se kod intaktnih okluzalnih ploha može postaviti pomoću prethodno uzetog otiska (stamp tehnika). Za izradu ispuna II. razreda može se koristiti centripetalna tehnika kod koje se prvo postavi sloj debljine 0,5 mm na kavopovršinski rub i seže do polovice visine metalne matrice, a drugi sloj iste debljine se nastavlja do okluzalne ravnine i time se dobiva kavitet I. razreda (10, 11).

2.4. Karakteristike zubnih tkiva značajne za ostvarenje adhezivne veze

Adhezija je pojava međusobnog privlačenja površina dvaju tijela napravljenih od različitih materijala zbog djelovanja elektromagnetskih sila među molekulama (12).

U tu svrhu u stomatologiji se koriste caklinsko-dentinski adhezijski sustavi koji služe ostvarivanju sveze kompozitnog materijala i tvrdih zubnih tkiva. Takav način pripremanja omogućuje nam minimalno invazivne preparacije i popravak već postojećih ispuna bez otvaranja prethodno zabrtvljenih tubulusa (13, 14).

2.4.1. Adhezija u caklini

Caklina se sastoji od kristala hidroksilapatita (95–96%), organske tvari (1–2%) i vode (3%). Još 1955. Buoncore predlaže uporabu kiseline sa svrhom da se promijeni caklinska površina s ciljem stvaranja mikroporozne površine i postizanja mikromehaničke veze s kompozitom.

Adhezija se ostvaruje nastajanjem mikro- i makro-zubaca. To se postiže jetkanjem cakline, najčešće 37% ortofosfornom kiselinom, što rezultira razaranjem površinskih kristala hidroksilapatita do dubine od oko 10 mikrometara. Nanošenjem adheziva, smola se apsorbira u nastale pore kapilarnim privlačenjem i polimerizacijom nastaju ukliještenja nazvana makrozupci (na periferije caklinske prizme) i mikro-zupci (unutar pora) (13).

2.4.2. Adhezija u dentinu

Dentin se sastoji od kristala hidroksilapatita (67%), organske tvari (21%) i vode (12%) i kao takav je manje mineralizirano tkivo od cakline. Naspram cakline je, zahvaljujući većem udjelu vode, nepravilnijem rasporedu kristala anorganske tvari te nastajanjem zaostatnog sloja, mnogo zahtjevniji i ostvarivanje adhezijske veze nešto je teže. Jačina nastale veze sa starijim adhezijskim sustavom je oko 5 MPA, najnovijim adhezijskim sustavom 20–25 MPA, a cakline 15–25 MPA (10).

Svezivanje je kompozita za dentin je mikromehaničko i kemijsko. Priprema se također ortofosfornom kiselinom, ali kraćim izlaganjem, što rezultira demineralizacijom dentinskih zidova i otvaranjem tubulusa te izlaganjem kolagenske mreže. Tako nastaje „čupava površina“ kolagenih vlakana. Mikromehanička veza ostvaruje se difuzijom smole u tubuluse i infiltracijom ogoljenih kolagenih vlakana smolom iz adheziva i to je primarni mehanizam svezivanja. Kemijska veza nastaje adheriranjem karboksilnih kiselina za hidroksilapatit (ionska veza), odnosno nastajanjem karboksilnih soli. Takva veza je nesigurna.

Kao konačni produkt adhezivnog svezivanja dentina nastaje hibridni sloj. Hibridni je sloj smolom infiltrirani dentin. Obilježavaju ga obložena kolagena vlakna, hibridizacija tubulusa i intratubulusna hibridizacija (10, 13, 14).

2.5. Adhezijski sustavi

U zadnjih nekoliko godina dentinski adhezijski sustavi doživjeli su mnogo preinaka, i što se tiče kemijske strukture, i u vezi uporabe. Dosadašnji postupci zahtijevali su multiple korake i bili su osjetljive tehnike rada što je često rezultiralo poslijeoperativnom preosjetljivošću. Upotrebom adheziva dolazi do velike čvrstoće između kompozitnog materijala i tvrdog zubnog

tkiva, ali mnoge pogreške u koracima mogu umanjiti snagu te veze. Da bi se to izbjeglo, razvijena je 7. generacija adheziva kod koje se jetkanje i nanošenje primera događa istovremeno s infiltracijom dentina smolama. Nazvani su samojetkajućim adhezivima. Zasebno nanošenje kiseline kao korak u postupku je izbačeno, kao i ispiranje i sušenje kaviteta što značajno smanjuje pogreške u radu (15).

Kao novu 8. generaciju 2010. godine VOCO je predstavio FuturaBond DC univerzalni adhezivni sustav koji sadrži nanočestice i dvostruko je stvrdnjavajući (2). Ovi novi nanofilni adhezivi imaju kisele hidrofilne monomere i mogu se koristiti na caklini i nakon onečišćenja slinom ili vlagom (16). Prosječna veličina nanočestica je 12 nanometara što povećava prodiranje smolnih monomera i debljinu hibridnog sloja, što zauzvrat poboljšava mehanička svojstva veznog sustava (17).

3. KOMPOZITI MALE KONTRAKCIJE

Kroz godine je adhezijsko svezivanje zubnih tkiva i kompozitnih materijala napredovalo, ali i dalje su glavni razlozi neuspjeha restaurativnih zahvata sekundarni karijes i frakture. Tome se nastoji doskočiti poboljšavanjem mehaničkih svojstava kompozita, odnosno smanjenjem polimerizacijskog skupljanja. Do sad je osmišljeno nekoliko načina: primjena monomera koji nema dimetakrilatnu osnovu, drugih tipova fotoinicijatora i inhibitora polimerizacije, dodavanje elastičnih punila.

3.1. Silorani u sastavu monomera

Siloran je jedna od novijih skupina spojeva u stomatologiji. Prvi put je predstavljen 2007. godine od 3M ESPE, kompozit nazvan Filtek Silorane, baziran na epoksi siloranskoj smoli umjesto većinski upotrebljivanih metakrilatnih ili akrilatnih smola. Siloran je kationski monomer koji se sastoji od siloksanske i oksiranske molekule. Siloksani su poznati po svojoj hidrofobnosti, a oksirani su već dugo vremena korišteni u tehničkim područjima, pogotovo gdje se očekuju velike sile i izazovno fizičko okruženje, a odlikuje ih i upravo nisko skupljanje zbog ekspanzije molekulskog prstena. Filtek Silorane Low Shrink Posterior Restorative sadrži 76% punila, 23% siloranske smole, 0,9% inicijatora, 0,13% stabilizatora i 0.005 pigmenta. Kao fotoinicijator koristi se kamforkinon kao i u konvencionalnim kompozitima pa se može polimerizirati sa standardnim lampama, ali osim njega sadrži i jodne soli i donore elektrona. Takav trio čini poseban fotoinicijatorski kompleks koji funkcionira na principu „kritične mase“, odnosno potrebno je da se stvori određena najmanja količina reaktivnih molekula da dođe do pokretanja polimerizacije. Takav sustav daje više vremena kliničaru za modelaciju, i to pod jakim intenzitetom lampe stomatološke jedinice, ali i zahtijeva osvjetljavanje od minimalno 20 sekundi lampe jačine 1000–1500 mW/cm², ili 40 sekundi pod lampom jačine 500–1000 mW/cm². Inicijacijom započinje proces polimerizacije koji nije adicijska radikalska reakcija nego nakon približavanja molekula i smanjenja volumena dolazi do rascjepa i otvaranja prstena što nadoknađuje prvotno smanjenje volumena i polimerizacijsku kontrakciju svodi na minimum. Prema proizvođaču, volumetrijsko skupljanje je oko 0,9 %, što je bilo prvi put da se navodi da komercijalno dostupan direktan kompozit ima skupljanje manje od 1%. Uz Silorane je potrebno koristiti poseban adhezijski sustav, a zbog izrazitog hidrofobnog karaktera kompozita dizajniran je kao dvostupanjski: u jednoj bočici je samojetkajući primer (hidrofilčan) koji se nanosi prvi, a u drugoj bond (hidrofobičan). Primjenjuje se za preparacije

I. i II. razreda, postoje 4 različite nijanse, a nanosi se u slojevima debljine od maksimuma 2,5 milimetra (8, 18, 19).

3.2. Monomeri velike molekulske težine

Druga strategija pokušaja smanjenja polimerizacijskog skupljanja jest uvođenje monomera velike molekulske težine koji okupiraju veći prostorni volumen; dakle ima ih manje po jedinici prostora i nastaje manje dvostrukih veza koje su odgovorne za smanjenje volumena.

2009. godine GC America predstavio je kompozit baziran na takvoj strategiji nazvan Kalore. U Kalore kompozitima standardni Bis-GMA monomer zamijenjen je DX-511 monomerom koji je razvio DuPont, ali i dalje sadrži UDMA tako da je kompatibilan sa svim metakrilatnim kompozitima i adhezijskim sustavima. Dilatometrom je izmjereno polimerizacijsko skupljanje od otprilike 1,7%. Monomer DX-511 je molekulske težine 895 g/mol što je gotovo dvostruko više od težine Bis-GMA (513 g/mol). Molekularna struktura sastoji se od dugačke rigidne jezgre koja zadržava oblik i veličinu, s fleksibilnim postraničnim lancima koji povećavaju reaktivnost. Inicijator polimerizacije je kamforkinon, kompozit je prikladan za restauraciju svih razreda po Blacku, pruža kamelenoski efekt, dolazi u 26 nijansi i kompatibilan je sa VITA ključem boja (19, 20).

2008. godine njemački Heraeus Kulzer na tržište je pustio Venus Diamond nanohibridni kompozit. Organska matrica sastoji se od triciklodekana uretan (TCD) monomera koji smanjuje polimerizacijsko skupljanje na više načina, a nastaje reakcijom estera hidroksialkila metakrilne kiseline s izocijanatima i naknadnom reakcijom s poliolima (21). TCD čini rigidnu jezgru koja omogućuje gusto pakiranje monomera već u nestvrdnutom stanju, a ne zahtijeva dodatne monomere koji će smanjiti viskoznost (i povećati polimerizacijski stres kao TEGDMA uz Bis-GMA). Također, za razliku od Bis-GMA, ne sadrži polarne hidroksile grupe. Obje značajke razliku udaljenosti monomera prije i poslije radikalne polimerizacije smanjuju na minimum, što znači da će pri osvjetljavanju doći do manjeg skupljanja. Osim toga, postranični lanci TCD-a su kao i kod Kalore kompozita elastični i povećane reaktivnosti, što im pri osvjetljavanju daje mogućnost da u određenoj mjeri smanje polimerizacijsko skupljanje. Po Wattsovoj metodi polimerizacijsko skupljanje je 1,5%. Maseni udio punila je 80–82%, čestice barij-aluminij-fluorid stakla su veličine 5 nanometara i 20 mikrometara, pružaju kompozitu izuzetnu

mehaničku stabilnost i dobru polirnost, a neaglomerirne nanočestice osiguravaju translucenciju (19, 22).

3.3. Povećanje količine punila

2015. godine njemački VOCO stavio je na tržište prvi nanohibridni kompozit Grandio. Njegova sljedeća inačica GrandioSO sadrži čak 89% masenog udjela punila. Smolnu matricu čine standardna Bis-GMA, Bis-EMA i TEGDMA, a njen smanjeni udio od samo 10% znači manje polimerizacijsko skupljanje – Wattsovom metodom izmjereno je skupljanje od 1,61%. Punilo se sastoji od mikročestica veličine otprilike 1 mikrometar i nanočestica veličine 20–40 nanometara koje se uklope u njihove međuprostore čineći vrlo homogenu distribuciju. Bez nanočestica, maksimalni udio punila može biti 80% jer povećanjem mikročestica dolazi do povećanja viskoznosti i kompozit postaje previše krut da bi se mogao modelirati. Naprotiv, povećanjem udjela nanočestica smanjuje se viskoznost. One se dobivaju pirolizom silicijevog tetraklorida čime se dobiva pirogeni silicij dioksid. No takve nanočestice imaju tendenciju ka aglomeraciji čime se gube njihova pozitivna svojstva. VOCO je posebnom tehnologijom svaku česticu „obložio“ hibridnim spojem koji to sprječava (23). Indiciran je za svih pet Blackovih razreda, dolazi u 15 boja i komaptibilan je sa konvencionalnim adhezijskim sustavima (24).

3.4. Dodatak stres modulatora

Ivoclar Vivadent je pridonio nanohibridnim kompozitom za brzu izradu stražnjih ispuna nazvanim Tetric EvoCeram Bulk Fill koji se može postavljati u kavitet u sloju debljine 4 mm, a da, za razliku od prije navedenih, nisu ugroženi stupanj konverzije i mehanička svojstva ni u dubljim dijelovima. To je omogućio novi patentirani fotoinicijator Ivocerin baziran na germaniju, koji djeluje kao generator polimerizacije odnosno „*shrinkage stress reliever*“. Apsorpcijski spektar raspona 370–460 nm sličan je onom od kamforkinona, ali je mnogo reaktivniji od njega i polimerizacija je rapidnija i dublja, te je potrebno svega 10 (LED 1000 mW/cm²) ili 20 sekundi (LED 550 mW/cm²). Problem polimerizacijskog stresa kod takvog jednoslojnog nanošenja riješen je patentiranim modulatorom koji je ukorporiran među čestice punila (djelomično funkcionaliziran silanima), niskog modula elastičnosti koji pri polimerizaciji djeluje kao opruga – širi se i tako sprječava skvrčavanje. Dilatometrom izmjereno

volumetrijsko skupljanje jedan sat nakon polimerizacije iznosilo je 1,96%. Dolazi u 3 caklini slične transparentije pa je, ako je dentin jače obojan, potrebno koristiti opaker kao podlogu (8, 25).

Još jedan kompozit koji sadrži polimerizacijski modulator je Smart Dentine Replacement (SDR) od Dentsply Sirona. Organsku matricu čini UDMA u koji je ugrađen modulator koji produžuje pregelacijsku fazu. Ima svojstva tekućeg kompozita (dobra adaptacija u kavitetu) i služi kao zamjena za dentin kod preparacija I. i II. razreda po Blacku uz dodatno oblikovanje okluzalnog sloja konvencionalnim kompozitom. Dolazi u jednoj boji dovoljne translucencije da se nanosi u sloju od 4 milimetra i osvjetljava 20 sekundi (550 mW/cm^2). S obzirom na to da matriks čine konvencionalni monomeri, kompatibilan je sa standardnim adhezivima. Polimerizacijsko skupljanje iznosi 3,5%, ali, zahvaljujući modulatoru, polimerizacijski stres je minimalan – 1,5 MPa (8, 26).

3.5. Ormoceri

Ormoceri su kompoziti promijenjenog sastava, u tolikoj mjeri da su na bazi organski modificirane keramike. Sadrže neorgansko-organske modificirane kopolimere, uz neorgansku komponentu siliniziranih čestica punila. Opisani su kao trodimenzionalno umreženi kopolimeri: silicijev oksid tvori linerani lanac (nastaje hidrolizom i polikondenzacijom alkoksilnih grupa silana), a postranični lanci su metakrilatne skupine koje tvore mrežu, a u tu mrežu inkorporirane su čestice punila. Obilje polimerizacijskih mogućnosti u ovim materijalima omogućuje Ormocerima da se u konačnici reducira broj slobodnih radikala, što ih čini visoko biokompatibilnima. Koeficijent termalne ekspanzije im je sličan onima od zubnih tkiva i zahvaljujući tome imaju smanjeno polimerizacijsko skupljanje u usporedbi s konvencionalnim kompozitima (25, 26). Smanjenom polimerizacijskom skupljanju pridonosi i to što se matriks sastoji od keramičkih polisiloksana koji su duži nego molekule Bis-GMA (29).

Tvrtka VOCO 2015. godine predstavila je prvi takav materijal nazvan Admira Fusion. Maseni udio punila je 84%, izmjereni su polimerizacijsko skupljanje od 1,25% i polimerizacijski stres od 3,87 Mpa. U kavitet se postavlja u debljini od maksimalno 2 mm, a polimerizira kroz 20 sekundi ($\text{LED } 500 \text{ mW/cm}^2$). Dostupan je u 10 univerzalnih VITA boja te još 8 drugih (30).

4. PRIKAZ SLUČAJA

Pacijentica u dobi od 25 godina dolazi na Zavod za endodonciju i restaurativnu dentalnu medicinu Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu na sanaciju zubi.

Kliničkim pregledom uočeno je više odstojećih ispuna, između kojih i odstojeći ispun II. razreda na gornjem desnom prvom pretkutnjaku (zub 14). Zub je asimptomatski, ispun je star nekoliko godina.

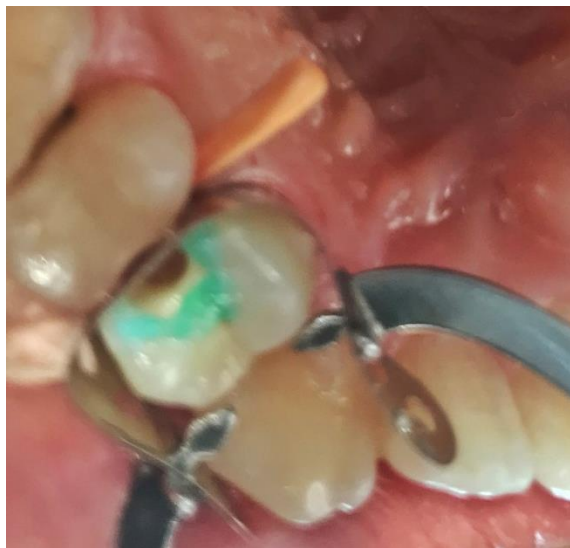
Okruglim dijamantnim svrdlom uz vodeno hlađenje odstranjen je stari kompozitni ispun, ispod njega je nađena karijesna masa koja je očišćena čeličnim svrdlom bez vodenog hlađenja uz manji broj okretaja (Slika 2.). Zatim su postavljeni metalna matrica sa stezačem i kolčić te svitak staničevine za izolaciju radnog polja.

Selektivno je jetkana caklina 15 sekundi sa 37% ortofosfornom kiselinom (Slika 3.), kiselina je isprana kroz 10 sekundi te je radno polje osušeno i zamijenjena je vaterolica. Četkicom je na caklinu i dentin utrljan samojetkajući jednokomponentni adheziv (Slika 4.) kroz 20 sekundi, (Slika 5.), lagano je ispuhan kroz 10 sekundi odnosno dok nije ostao sjajni nepomični sloj te polimeriziran LED lampom kroz 20 sekundi. Na dno kaviteta postavljen je 1 mm tekućeg kompozita (Slika 6.) i dobro raspoređen sondom te polimeriziran 20 sekundi (Slika 7.). Zatim je pomoću *Cavifil Injectora* (Slika 8.) u kavitet unesen Tetric Evoceram Bulk Fill kompozit boje ^{IV}A u jednom potezu, do razine okluzalne plohe koja je zatim modelirana ručnim instrumentima. Kapsula kompozita (tzv. *Kavifila*) u *Injector*u se može okrenuti za 360°, omogućuje dobar potisak, a kompozit odlično prijanja uz rubove i lako se oblikuje. Polimeriziran je 20 sekundi (LED 550 mW/cm²).

Nakon skidanja kolčića i matrice ispun je obrađen polirnim svrdlima (Slika 9.), pomoću artikulacijskog papira usklađena je okluzija te je završno ispoliran gunicom (Slika 10.), četkicom i pastom (Slika 11.). Postignute su odlična adaptacija i estetika u kraćem vremenu nego s konvencionalnim kompozitom. Završni izgled ispuna je zadovoljavajući (Slika 12.).



Slika 2. Preparirani kavitet



Slika 3. Selektivno jetkanje



Slika 4. Samojetkajući adheziv



Slika 5. Nanošenje adheziva



Slika 6. Tekući kompozit



Slika 7. Polimerizirani tekući kompozit



Slika 8. Kavofil Injector i Tetric EvoCeram Bulk Fill ^{IV}A kapsula



Slika 9. Poliranje ispuna finim dijamantom



Slika 10. Poliranje gumicom



Slika 11. Poliranje četkicom i polirnom pastom



Slika 12. Završni izgled ispuna

5. RASPRAVA

U modernoj stomatologiji izabrati najbolji mogući restaurativni kompozitni materijal zahtijeva balansiranje između većeg broja potreba. Takav materijal treba imati dobra fizičko-mehanička svojstva, a ona se proučavaju u aspektima: tvrdoća, čvrstoća, elastičnost, trošenje, toplinska i električna provodnost, hidropsko i toplinsko širenje, polimerizacijsko skupljanje. Materijal treba biti biokompatibilan, dugotrajan, radioopaktnan, visoko estetski, lak za manipulaciju. Nekoliko negativnih kliničkih rezultata primjene suvremenih kompozita su: sekundarni karijes, marginalna obojenost, frakture kvržica, postoperacijska preosjetljivost ili bol.

Napretkom tehnologije postigla su se brojna poboljšanja u kvaliteti, ali jedan od problema koji je ostao jest polimerizacijski stres koji se može „okriviti“ za takve neuspjele restauracije (21).

2003. godine Brunthaler i suradnici objavili su pregled 24 prospektivne studije o kliničkoj učinkovitosti kompozitnih ispuna na stražnjim zubima objavljene između 1996. i 2002. godine. Razdoblje promatranja variralo je između 1 i 17 godina, a stopa neuspjeha između 0 i 45%. Rezultati su pokazali da je u razdoblju promatranja od 5 godina glavni razlog za neuspjeh ispuna primarno bila fraktura restauracije, zatim sekundarni karijes, a u razdoblju od 6 do 17 godina primarno sekundarni karijes. U većini studija ni profesionalni status stomatologa, ni adhezijski sustav, izolacija radnog polja, veličina čestica punila nisu imali učinak na stopu neuspjeha (21, 31). Prema novijoj metanalizi iz 2014. godine Opdama i suradnika koja je rezultirala s 12 longitudinalnih studija o izravnim kompozitnim ispunima na stražnjim zubima s praćenjem od minimalno 5 godina, glavni uzroci neuspjeha bili su i dalje sekundarni karijes i fraktura (32).

Mnoge tehnike i materijali razvijeni su kroz godine kako bi se produžilo trajanje kompozitnih ispuna, ali polimerizacijsko skupljanje je i dalje problem na kojem se treba raditi. S obzirom na to da su molekule Bis-GMA monomera glavni krivac za smanjenje volumena, najviše se truda uložilo u njihovu modifikaciju.

2007. objavljeno je istraživanje o jednom takvom materijalu, gdje su u organsku matricu dodani silorani – ekspandirajući monomeri. Jedan predstavnik silorana i jedan konvencionalni metakrilatni kompozit osvijetljeni su istom lampom i istom jačinom kroz 20 sekundi. Izmjereni polimerizacijski stres kod silorana bio je 3,5 MPa, a kod konvencionalnog 4,8 MPa, što je smanjenje za 27% (33). U *in vitro* studiji 2015. godine statistička analiza 7 različitih kompozitnih materijala pokazala je bitne razlike u polimerizacijskoj kontrakciji. Najmanje skupljanje imao je kompozit baziran na siloranu (1,1%). Najveću dubinu polimerizacije imao je SDR (3 mm) (34).

Pokazalo se da kompozitni materijali s niskim skupljanjem imaju tendenciju ka smanjenju mikropropuštanja, međutim neke kliničke studije postavljaju pitanje da li je to u klinički značajnoj količini u pogledu dugotrajne trajnosti restauracije (35). 2009. godine van Dijken i Lindberg proveli su istraživanje na 50 pacijenata koji su jedan ili dva para ispuna, jedan u paru niskoskupljajući kompozit, drugi konvencionalni. Nakon 5 godina restauracije su procijenjene. Od njih 97, zabilježeno je 12 neprihvatljivih ispuna. Od toga 5 izrađenih od kompozita male kontrakcije (10,7%), a 7 od konvencionalnih (14,3%), što je proglašeno neznačajnom razlikom (36).

U istraživanju provedenom 2011. godine provedenom na 100 goveđih sjekutića promatrano je *in vitro* marginalno propuštanje kompozita male kontrakcije u usporedbi s konvencionalnim i niskoviskoznim nanokompozitima koristeći jetkajuće-ispirući sustav. Rezultati su pokazali da kompoziti male kontrakcije nisu pokazali manje marginalno propuštanje od nanokompozita (37).

Polimerizacijsko skupljanje i polimerizacijski stres nisu uvijek povezani. Polimerizacijsko skupljanje je osnovno svojstvo materijala, dok je stres lokalno fizičko stanje i njegova vrijednost ovisi o geometrijskim i rubnim uvjetima kaviteta (C faktoru), volumetrijskom skupljanju, stupnju konverzije, reakcijskoj kinetici i viskoelastičnim svojstvima restaurativnog materijala (38).

U komparativnoj analizi 4 vrste kompozita pokazale su se značajne razlike u veličini marginalne pukotine kod *in vitro* slobodnog linearnog skupljanja: nisko skupljajući kompozit Grandio pokazao je najmanju vrijednost marginalne pukotine (u usporedbi s dva konvencionalna kompozita i jednim ormocerom). Što se tiče magnitude polimerizacijskog stresa i marginalne pukotine kod materijala u kavitetu, nije bilo značajne razlike kod materijala (39).

In vitro istraživanjem 4 vrste bulk-fill kompozita uspoređeno je marginalno brtvljenje na 30 nekarijesnih molara (svaki s po 4 ispune II. razreda). Ustanovljeno je da su najmanje propuštanje imali SDR i sonično aktiviran tekući bulk-fill kompozit, a nešto veće bulk-fill kompozit u viskoznijem obliku (40).

6. ZAKLJUČAK

Kompozitni materijali male kontrakcije veliki su napredak u razvoju restaurativnih materijala. Modificiranjem sastava konvencionalnih kompozita već je mnogo postignuto kako bi se pokušalo utjecati na negativno svojstvo polimerizacije kompozita – polimerizacijsko skupljanje, koje kada nadvlada jačinu sveze između zuba i materijala uzrokuje marginalnu mikropukotinu i vrijednosti su, naspram konvencionalnih kompozita, smanjene. Za neke koncepte postoje sukobljene studije tako da su potrebna daljnja istraživanja, ali dosadašnji progresi u smanjenju polimerizacijskog skupljanja svjedoče da ima mjesta za daljnji napredak i moguću eliminaciju polimerizacijskog stresa.

7. LITERATURA

1. Tarle Z, Marović D, Pandurić V. Contemporary concepts on composite materials. Rad Hrvatske Akademije Znanosti i Umjetnosti: Medicinske Znanosti. 2012; 514=38:23–37.
2. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Ann Stomatol (Roma). 2017; 8(1):1–17.
3. Jozo Šutalo, Branka Ledić, Sanja Huljev, Ivica Anić. Klasifikacija dentinskih adheziva. Acta Stomatol Croat. 1992; 26:139–46.
4. Mehulić K, i sur. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017.
5. Tarle Z, Knežević A. Kompozitni materijali, skripta. Zagreb: Stomatološki fakultet; 2015.
6. Light curing: do we underestimate the importance of our light source? [Internet]. Dentistry.co.uk. 2014 [cited 2019 Jun 5]. Available from: <https://www.dentistry.co.uk/2014/10/29/light-curing-underestimate-importance-light-source/>
7. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues M de P, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – What do we need to know? Braz Oral Res [Internet]. 2017;31(suppl 1). [cited 2019 Jun 5] Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242017000500207&lng=en&tlng=en
8. Osredečki M, Rezo V, Janković B. Kompozitni materijali male kontrakcije. Sonda. 2013; 13:71–3.
9. Matošević D. Pogreške pri izradi kompozitnih ispuna (2. dio). Sonda. 2012; 6(11):79-82
10. Garg N, Garg A. Textbook of Operative Dentistry. New Delhi: The Health Sciences Publisher; 2015. 237–254 p.
11. Chandrasekhar V. Incremental techniques in direct composite restoration. J Conserv Dent. 2017; 20:386–91.
12. adhezija | Hrvatska enciklopedija [Internet]. [cited 2019 Jun 7]. Available from: <http://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=470>

13. Jerolimov V, i sur. Osnove stomatoloških materijala, skripta. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 2005. 201–5 p.
14. Azinović Z, Galić N, Lazić B, Keros J, Jorgić-Srdjak K, Buković D. Pregled strategije adhezije na caklinu i dentin. *Acta Stomatol Croat.* 1998; 32(2): 323–36.
15. Pavić S, Soldo M, Pandurić V. Osvrt na dostignuća u dentalnoj adheziji - sedma generacija dentalnih adheziva. *Sonda.* 2009; 10(2):90-4.
16. Paryab M. Sealant Microleakage After Using Nano-Filled Bonding Agents on Saliva-Contaminated Enamel. *J Dent Tehran Iran.* 2013; 10(3):227–32.
17. Başaran G, Özer T, Devecioğlu Kama J. Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *Eur J Orthod.* 2009; 1;31(3):271–5.
18. Brochure. Filtek™ Silorane Low Shrink Posterior Restorative. 3M ESPE; [cited 2019 Jun 7]. Available from: http://multimedia.3m.com/mws/media/598061O/filtek-silorane-tppebu.pdf?&fn=Filtek_Silorane_TPP_EBU.pdf.
19. Khurshid Z, Najeeb S, Zafar MS, Sefat F. *Advanced Dental Biomaterials.* Woodhead Publishing; 2019. 148–9 p.
20. GC. KALORE Technical Manual. [Internet]. Alsip Illinois: GC America; 2018. [cited 2019 Jun 9]. Available from: www.gcamerica.com/products/operator/KALORE/KALORE_Technical_Manual.pdf.
21. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal.* 2011; 56:59–66.
22. Venus® Diamond/Venus® Diamond Flow Scientific Compendium. [Internet]. [cited 2019 Jun 10]. Available from: https://www.kulzerus.com/media/webmedia_local/north_america/pdf_files/scientific_compendiums___from_hkg/VenusDiamond_ScientificCompendium.pdf.
23. GrandioSO Scientific Compendium. [Internet]. Germany; VOCO GmbH. [cited 2019 Jun 10]. Available from:

- https://www.voco.dental/us/portaldata/1/resources/products/scientific-reports/us/GrandioSO_Scientific_Compendium.pdf.
24. GrandioSO – The Dental Advisor [Internet]. [cited 2019 Jun 11]. Available from: <https://www.dentaladvisor.com/evaluations/grandioso/>
 25. Tetric Evoceram® Bulk Fill Scientific Documentation [Internet]. Lihtenštajn; Ivoclar Vivadent. [cited 2019 Jun 12]. Available from: <http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/17021/Tetric+EvoCeram+Bulk+Fill>.
 26. Pfefferkorn F. What is smart dentine replacement? For better dentistry Dentsply. SDR Special Dynamic issue. 13:2–3. Available from: www.Dentsplymea.com .
 27. Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J. The Use ofOrmocer as an Alternative Material for Bonding Orthodontic Brackets. Angle Orthod. 2005; 75(1):106–8.
 28. Mahmoud S, El-Embaby A, AbdAllah A. Clinical Performance of Ormocer, Nanofilled, and Nanoceramic Resin Composites in Class I and Class II Restorations: A Three-year Evaluation. Oper Dent. 2013; 24;39(1): 32–42.
 29. Kalra S, Singh A, Gupta M, Chadha V. Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. Contemp Clin Dent. 2012; 3(1): 48–53.
 30. Admira Fusion - ORMOCER | VOCO GmbH [Internet]. [cited 2019 Jun 11]. Available from: <https://www.voco.dental/en/products/direct-restoration/ormocer/admira-fusion>
 31. Brunthaler A, Konig F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. Clin Oral Investig. 2003; 7:63–70.
 32. Opdam N, i sur. Longevity of Posterior Composite Restorations. J Dent Res. 2014; 93(10):943–9.
 33. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage Composite for Dental Application. Dent Mater J. 2007; 26(2):149–55.

34. Maia RR, Reis RS, Moro AFV, Perez CR, Pessoa BM, Dias KRHC. Properties evaluation of silorane, low-shrinkage, non-flowable and flowable resin-based composites in dentistry. *PeerJ* [Internet]. 2015 Jun 9 [cited 2019 Jun 11];3. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4465949/>
35. The Search for a Low-Shrinkage Direct Composite [Internet]. Oral Health Group. [cited 2019 Jun 11]. Available from: <https://www.oralhealthgroup.com/features/the-search-for-a-low-shrinkage-direct-composite/>
36. van Dijken JWV, Lindberg A. Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *J Adhes Dent*. 2009; 11(2):143–8.
37. Klautau EB, Carneiro KK, Lobato MF, Machado SMM, Souza Junior MHS e. Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable C-factor cavities. *Braz Oral Res*. 2011; 25(1):5–12.
38. Pitel M. Low-shrink composite resins: a review of their history, strategies for managing shrinkage, and clinical significance. 2013; 34:578–88.
39. Pereira RA, de Araujo PA, Castañeda-Espinosa JC, Mondelli RFL. Comparative analysis of the shrinkage stress of composite resins. *J Appl Oral Sci*. 2008; 16(1): 30–4.
40. Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of Marginal Integrity of Four Bulk-Fill Dental Composite Materials: In Vitro Study. *Sci World J* [Internet]. 2015 [cited 2019 Jun 21]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4385685/>

8. ŽIVOTOPIS

Irena Kaucki rođena je 15.3.1993. u Zagrebu. Završila je osnovnu školu Banova Jaruga u Banovoj Jarugi te opću gimnaziju u Srednjoj školi Tina Ujevića u Kutini. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu upisala je 2012. godine.

Tijekom studija asistirala je u privatnoj stomatološkoj ordinaciji. 2017. godine prošla je iTOP tečaj (Individualni trening oralne profilakse). Sudjelovala je na studentskim kongresima, te je na 3. Simpoziju studenata dentalne medicine Stomatološkog fakulteta u Zagrebu 2018. godine održala radionicu „Izbjeljivanje zubi: od teorijskih osnova do uspješnog kliničkog postupka“.