

# Bulk- fill kompozitni restaurativni materijali

---

Canjuga, Maja

Master's thesis / Diplomski rad

2018

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:127:934910>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-20**



Repository / Repozitorij:

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





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Maja Canjuga

**BULK-FILL KOMPOZITNI  
RESTAURATIVNI MATERIJALI**

Diplomski rad

Zagreb, 2018.

Rad je ostvaren na Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkoga fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentorica rada: doc. dr. sc. Danijela Marović, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektorica hrvatskoga jezika: Jasmina Varga, mag. educ. hrvatskog jezika i književnosti

Lektorica engleskoga jezika: Nikolina Vlahek, mag. educ. engleskog jezika

Sastav povjerenstva za obranu diplomskoga rada:

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

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

Rad sadrži: 35 stranica

3 slike

1 tablicu

1 CD

Osim ako nije drugačije navedeno, sve ilustracije u radu (tablice, slike i dr.) izvorni su doprinos autorice diplomskoga rada. Autorica je odgovorna za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njezin izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenoga preuzimanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihova podrijetla.

## **Zahvala**

Zahvaljujem svojim roditeljima što su mi omogućili školovanje i što su mi cijelo vrijeme bili neizmjerne potpora,  
svojoj sestri Ani koja je uvijek bila uz mene,  
Mariju na strpljenju i podršci  
te svojoj mentorici, docentici Danijeli Marović na pomoći, strpljenju i korisnim savjetima tijekom izrade ovoga rada.

## ***Bulk-fill* kompozitni restaurativni materijali**

### **Sažetak**

Smolasti kompozitni materijali danas su najčešće korišteni materijali za izradu direktnih ispuna. Tijekom godina značajno su napredovali što se tiče postizanja boljih fizičko-mehaničkih i estetskih svojstava te kliničke trajnosti, no polimerizacijsko skupljanje i stres te dugotrajna izrada ispuna zbog ograničene dubine polimerizacije i dalje su njihovi najveći nedostaci. Kako bi se smanjio dio problema vezan uz te materijale nastali su *bulk-fill* kompozitni materijali. Niskoskupljajući monomeri, potentniji fotoinicijatori te modifikacije u veličini i volumenu punila neke su od izmjena u odnosu na konvencionalne kompozite. Zahvaljujući njima, sam proces izrade ispuna *bulk-fill* kompozitima ubrzan je jer ih je moguće postavljati u sloju od 4 do 5 mm. Istodobno, inovativnim svojstvima smanjuju polimerizacijski stres, a stupanj konverzije ostaje zadovoljavajući. Način rada *bulk-fill* kompozitima uvjetovan je njihovim sastavom, stoga razlikujemo nisko-viskozne i visko-viskozne, sonično-aktivirane i dualno-polimerizirajuće *bulk-fill* kompozite. Nisko-viskozni *bulk-fill* kompoziti zahtijevaju najmanje jedan dodatni sloj visko-viskoznoga kompozita, bilo da se radi o konvencionalnim ili *bulk-fill* kompozitima kako bi se zaštitili od abrazivnoga djelovanja zuba antagonista. Za razliku od njih, visko-viskozni *bulk-fill* kompozitni materijali mogu se rabiti samostalno. Sonično-aktivirani *bulk-fill* kompozitni materijali zapravo su visko-viskozni materijali čija se viskoznost smanjuje djelovanjem ultrazvučnih vibracija iz specijalnoga ručnog nastavka kojim se apliciraju. Zahvaljujući tome, postižu bolju prilagodbu kavitetu. Dualno-polimerizirajući *bulk-fill* kompoziti mogu se postavljati u slojevima debljim od 4 do 5 mm jer kemijska polimerizacija smole omogućuje umrežavanje monomera i u dubokim dijelovima kaviteta kamo ne dopire svjetlost polimerizacijske lampe. Istodobno, svjetlosnom polimerizacijom površnoga sloja ispun je zaštićen od utjecaja usne šupljine.

Dosadašnje laboratorijske i kliničke studije pokazuju da su *bulk-fill* kompoziti jednako kvalitetni i trajni kao i konvencionalni kompoziti.

**Ključne riječi:** *bulk-fill* kompozitni materijali, polimerizacija, polimerizacijski stres, klinička ispitivanja

## ***Bulk-fill composite materials***

### **Summary**

Resin based composite materials are the most used materials for the direct restoration of posterior teeth today. They have significantly improved over the years, leading to better mechanical and esthetic properties and clinical durability, but the polymerization shrinkage and polymerization stress, as well as time-consuming placement due to limited polymerization depth remain the greatest disadvantages. In response to a part of the problem *bulk-fill* composite materials have appeared. Low-shrinkage monomers, more potent photoinitiators, modifications in size and volume of fillers are some of the alterations made in regard to conventional composite resins. Owing to them the filling process is faster because it is possible to place them in 4-5 mm thick layer. While innovating properties reduce polymerization stress, the degree of conversion remains satisfactory. The placement technique of the *bulk-fill* composite materials is conditioned by their composition, thus low-viscosity, high-viscosity, sonic-activated and dual-polymerizing *bulk-fill* materials can be distinguished. Low-viscosity *bulk-fill* composites require at least one additional layer of a high-viscosity composite, whether it is conventional or *bulk-fill* composite, to protect them from the abrasive action of antagonistic teeth. Unlike them, high-viscosity *bulk-fill* composites can be used on their own. Sonic-activated *bulk-fill* composite materials are in fact high-viscosity materials whose viscosity is reduced by ultrasonic vibrations from a special handpiece used for their application. Thanks to sonic activation, a better cavity adaptation is achieved. Dual-polymerizing *bulk-fill* composites can be placed in layers thicker than 4-5 mm due to the chemical polymerization which enables monomer cross-linking even in deep parts of the cavity with no light penetration from the curing unit. At the same time, light polymerization of the superficial layer of the filling protects it from the influences of the oral cavity.

Laboratory and clinical studies made up to this point have demonstrated that the quality and longevity of *bulk-fill* composites are equal those of conventional composites.

**Key words:** *bulk-fill* composite materials; polymerization; polymerization stress; clinical studies

## SADRŽAJ

1. Uvod .....	1
2. Kompozitni materijali .....	3
2.1. Sastav kompozitnih materijala.....	4
2.2. Vrste kompozitnih materijala.....	5
2.3. Svojstva kompozitnih materijala.....	5
2.4. Polimerizacija kompozitnih materijala.....	6
2.5. Polimerizacijsko skupljanje kompozitnih materijala.....	7
2.6. Izvori svjetla za polimerizaciju.....	9
3. <i>Bulk-fill</i> kompozitni materijali.....	11
3.1. Klasifikacija <i>bulk-fill</i> kompozita.....	12
3.2. Stupanj konverzije <i>bulk-fill</i> kompozita.....	13
3.3. Dubina polimerizacije <i>bulk-fill</i> kompozita.....	14
3.4. Redukcija polimerizacijskoga stresa <i>bulk-fill</i> kompozita.....	15
3.5. Fizičko-mehanička svojstva <i>bulk-fill</i> kompozita.....	17
3.6. Estetska svojstva <i>bulk-fill</i> kompozita.....	18
3.7. Indikacije za primjenu <i>bulk-fill</i> kompozita.....	19
4. Rasprava.....	20
5. Zaključak .....	26
6. Literatura.....	28
7. Životopis.....	34

## **Popis skraćenica**

AFM – eng. *addition fragmentation monomer*, adicijski fragmentacijski monomer

AUDMA - aromatski uretanski dimetakrilat

Bis-EMA - bisfenol-A-etilmetakrilat

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil metakrilat

Bis-PMA - bisfenol-A-propilmetakrilat

LED – eng. *light emitting diode*, poluvodička svjetleća dioda

TEGDMA - trietilen-glikol-dimetakrilat

UDMA – uretan dimetakrilat



## **1. UVOD**

Kompozitni materijali su materijal izbora u restaurativnoj dentalnoj medicini i gotovo potpuno su istisnuli prethodno dominantne amalgame. Nedostaci amalgama bili su opasnost od toksičnosti žive, korozija, nemogućnost vezanja za tvrda zubna tkiva te neestetski izgled (1). Te negativne strane amalgama dovele su do potrage za novim materijalom koji će ih svojim svojstvima zamijeniti, a k tome ispuniti i estetske zahtjeve. Prvi materijal koji je ispunjavao tražene zahtjeve bio je kompozitni materijal. Kompozitni materijali pojavili su se u stomatologiji 1960-ih godina Bowenovim otkrićem Bis-GMA organske matrice (2). Od tada kompoziti se kontinuirano unapređuju. To su višefazni materijali gdje je jedna faza ili matrica kontinuirana i okružuje diskontinuirane (dispergirane) čestice. Kompozit je nemetalan, sposoban je vezati se za tvrda zubna tkiva kemijski i mikromehanički (posredovanjem adheziva) te je estetski zadovoljavajući. Ubrzo su postali materijal izbora umjesto tradicionalnoga amalgama. Osnovna prednost kompozitnoga materijala u odnosu na amalgam jest u tome što se značajno manje uklanja neoštećeno tvrdo zubno tkivo za izradu pravilne preparacije (3).

Kompozitni materijali također imaju nedostatke, a to je ponajprije skupljanje tijekom polimerizacije i posljedično nastajanje rubne pukotine te složenost izrade (1). Skupljanje dovodi do stresa na spoju materijala i zubnih tkiva. Dosad se taj stres nastojao kompenzirati slojevitom tehnikom postavljanja kompozitnih materijala u kavitet, gdje slojevi nisu smjeli biti deblji od 2 mm. Međutim, u posljednje vrijeme pojavili su se noviji materijali nazvani *bulk-fill* kompozitni materijali koji imaju malu polimerizacijsku kontrakciju i/ili imaju sposobnost amortiziranja polimerizacijskoga stresa. Najveća je prednost ovih materijala postavljanje u slojevima debljine od 4 do 5 mm što olakšava i ubrzava izradu kompozitnoga ispuna.

Svrha ovoga rada je dati pregled dosad postojećih *bulk-fill* kompozitnih materijala, njihovih svojstava, podjele te njihove primjenjivosti u kliničkome radu.

## **2. KOMPOZITNI MATERIJALI**

Kompozitni materijali sastoje se od 3 osnovne komponente:

- 1) organske matrice
- 2) anorganskoga punila
- 3) međugraničnoga vezivnog sredstva.

## **2.1. Sastav kompozitnih materijala**

Organske matrice koje se najčešće koriste u kompozitima su Bis-GMA (bisfenol-A-glicidil metakrilat) koja je viskoviskozna i UDMA (uretan dimetakrilat), niže viskoznosti. Viskoznost Bis-GMA matrice previsoka je, stoga se razrjeđuje manje viskoznim komonomerima kao što je trieten-glikol-dimetakrilat (TEGDMA). Postoji i niz drugih oligomera slične strukture kao što su Bis-EMA (bisfenol-A-etilmetakrilat) te Bis-PMA (bisfenol-A-propilmetakrilat). Količina organskoga punila utječe na plastičnost te vrijeme i način stvrdnjavanja.

Anorgansko punilo ima čestice koloidnoga silicija, barij silikata, stroncij/borosilikatnoga stakla, kvarca, cinkova silikata, litij-aluminijeva silikata, itrijevoga i iterbijevoga trifluorida od kojih svaki ima zasebne karakteristike. Čestice anorganskoga punila različite su veličine i oblika te se dodaju organskoj matrici do njezina zasićenja. Fizikalna svojstva kompozita određena su količinom anorganskoga punila. Viši udio punila znači i bolja fizička svojstva.

Za osiguravanje trajne veze punila s organskom matricom koristi se međugranično vezivno sredstvo. Najčešće upotrebljavani su organosilani, pogotovo  $\gamma$ -metaksiloksi-propiltrimetoksisilan ili jednostavnije silan. Silan je bifunkcijska molekula. Na jednome kraju veže se na hidroksilne skupine anorganskoga punila reakcijom kondenzacije te tako ostvaruje siloksanske veze, dok metakrilne skupine na drugome kraju molekule podliježu adicijskoj polimerizaciji pri kemijskoj ili fotokemijskoj aktivaciji stvrdnjavanja smole (4).

Kompozitni materijali sadržavaju još brojne dodatke u malim količinama kao što su stabilizatori boje, inhibitori i inicijatori, rendgenska kontrastna sredstva te različiti pigmenti.

## 2.2. Vrste kompozitnih materijala

Postoji nekoliko klasifikacija kompozitnih materijala. Najviše se koristi ona temeljena na veličini čestica punila (5) pa se tako razlikuju:

- makropunjeni (konvencionalni) kompozitni materijali - imaju 70 - 80 % punila, veličine čestica 20 - 50  $\mu\text{m}$ , nedostatak im je hrapavost, odnosno promjena boje ispuna
- mikropunjeni kompozitni materijali – sadrže 35 - 50 % punila, veličine čestica 0,02 - 0,04  $\mu\text{m}$ , imaju lošija fizikalna svojstva zbog manjega udjela punila, postižu visoku poliranost i estetski izgled
- hibridni kompozitni materijali – imaju 70 – 77 % punila, veličine čestica 0,04 - 5  $\mu\text{m}$ , svojstva su im između konvencionalnih i mikropunjenih kompozita
- kompozitni materijali s nanopunilom – sadrže 58 – 71 % punila, veličine čestica 0,015 - 0,05  $\mu\text{m}$ , imaju unaprijeđena estetska i mehanička svojstva u odnosu na mikrohibridne kompozite.

Važno je spomenuti i tekuće kompozite. Karakterizira ih niži udio anorganskoga punila, niska viskoznost te niži modul elastičnosti. Nisu pogodni za ispune u području visokoga žvačnog tlaka. Preporučuju se za minimalno invazivne preparacije te kao podloga gdje djeluju kao elastični amortizirajući sloj koji smanjuje naprezanje uslijed polimerizacijskoga stresa.

## 2.3. Svojstva kompozitnih materijala

Kompoziti moraju zadovoljiti mnoge zahtjeve koji ovise o promjenjivim uvjetima u usnoj šupljini. Moraju se prilagoditi promjeni temperature, pH vrijednosti te žvačnome naprezanju. Slina ima pH vrijednost od 4 do 8,5, no unošenjem kiselih pića i nekih lijekova taj se pH lako može promijeniti. Također, ovisno o otvaranju usta i vanjskoj temperaturi, temperatura u usnoj šupljini varira od 32 do 37  $^{\circ}\text{C}$ , dok unošenjem različite hrane i pića može dosegnuti raspon od 0 do 70  $^{\circ}\text{C}$ . Žvačno opterećenje na površini zuba ili restaurativnoga materijala može biti neznatno, ali može dosegnuti i veličinu od 50  $\text{N}/\text{mm}^2$  (1). Kako bi kompozit mogao izdržati takva opterećenja, nužno je da, uz neophodnu biokompatibilnost, posjeduje i određene fizičko-mehaničke osobine. Kompozitni materijali heterogeni su sustavi jer su sastavljeni od dvaju ili više esencijalno netopljivih faza. Ovakvi sustavi posjeduju fizička i

mehanička svojstva koja su različita od onih koje ima svaka faza pojedinačno od koje su izrađeni. Fizičko-mehanička svojstva kompozitnih smola određuju njihova tvrdoća, savojna, rastezna i torzijska čvrstoća, elastičnost, trošenje, toplinska i električna provodnost, polimerizacijsko stezanje, hidropsko i toplinsko širenje. Tvrdoća je otpornost materijala na površinske plastične deformacije izazvane nekim tvrdim predmetom, a čvrstoća materijala određuje se njezinom otpornošću na tlačno naprezanje i savijanje. Kompoziti posjeduju oba svojstva jer su otporni na trošenje i dobro podnose savijanje uzrokovano žvačnim silama (4). Poželjno je da mehanička svojstva poput tvrdoće, čvrstoće, otpornosti na savijanje i elastičnosti budu što viša. Među nepoželjna svojstva ubrajaju se polimerizacijsko stezanje, termička i hidropska ekspanzija. Polimerizacijsko stezanje može se izbjeći dodatkom ekspandirajućih monomera. S polimerizacijskim skupljanjem povezana je i toplinska ekspanzija kompozitnih smola koja se očituje širenjem materijala zbog stalnih temperaturnih promjena u usnoj šupljini, a ovisna je o koeficijentu termalne ekspanzije materijala. Sve kompozitne smole podložne su i djelovanju vode iz usne šupljine. Tijekom vremena materijal apsorbira vodu koja dovodi do ekspanzije materijala, a koja čak djelomično može poništiti djelovanje polimerizacijskoga skupljanja (6). Na trajnost nekoga materijala utječe niz faktora kao što su stupanj polimerizacije, adhezija i otpornost na naprezanje. Do nekorektnoga svezivanja ispuna s caklinom može doći ukoliko zub dođe u dodir sa slinom tijekom izrade ispuna, zbog prejakoga polimerizacijskog stresa uzrokovanoga prekomjernim skupljanjem kompozitnoga materijala ili nedovoljno jakog adhezijskog sustava. Na taj način smanjuje se vijek trajanja ispuna jer oštećenje marginalnoga integriteta ispuna može dovesti do sekundarnoga karijesa. Osim ovih faktora kompozitni ispun može svakako biti dugotrajan.

#### **2.4. Polimerizacija kompozitnih materijala**

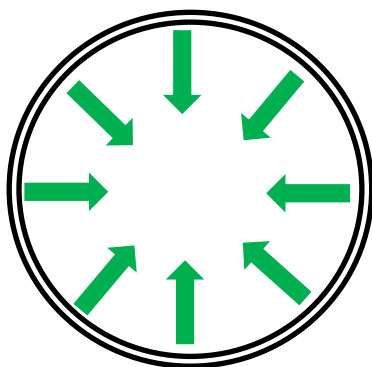
Kompozitni materijali očvršćuju konverzijom molekula monomera u makromolekule polimera križnim povezivanjem stvarajući mrežu u koju se uklješte čestice anorganskoga punila. Polimerizacija se aktivira kemijski ili osvjetljavanjem plavim svjetlom polimerizacijskoga uređaja. U većini smolastih kompozitnih materijala fotoinicijator je kamforkinon. Apsorpcijski mu je spektar od 400 do 500 nm s maksimumom apsorpcije na 468 nm (7). Stupnjevi radikalne polimerizacije su inicijacija, rast ili propagacija lančane

reakcije te zaustavljanje ili terminacija rasta makromolekula. Na početku polimerizacije matrica je u viskoznome plastičnom stanju gdje se monomeri mogu još slobodno kretati. Nakon inicijacije stvaraju se sve veće molekule, kompozit očvršćuje, homogenizira se te dolazi u stanje gdje je onemogućeno bilo kakvo kretanje. To stanje, odnosno gel-točka, označuje da je kompozit u čvrsto elastičnome stanju te da molekule više ne mogu kompenzirati skupljanje koje nastaje zbog smanjenja volumena prilikom skupljanja monomera. Poslijegelacijska faza ili faza vitrifikacije smatra se odgovornom za pojavu napetosti i naprezanja (5).

## 2.5. Polimerizacijsko skupljanje kompozitnih materijala

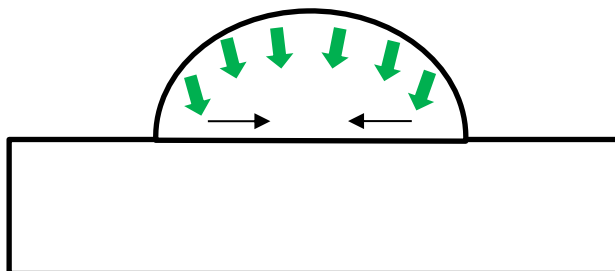
Volumen kompozitnih materijala smanjuje se od 2 do 6 % zbog skupljanja monomera tijekom polimerizacije. Van der Waalove veze između molekula monomera nestaju, a stvaraju se kovalentne veze u polimeru. Nastankom kovalentnih veza smanjuju se razmaci između molekula monomera (8). Postoje tri različita oblika polimerizacijskoga skupljanja:

1. slobodno skupljanje - kad kompozitni materijal ne leži na čvrstoj površini, skuplja se prema svome središtu i ne dolazi do stvaranja stresa jer skupljanje nije ničim ometano (Slika 1.)



Slika 1. Slobodno skupljanje

2. efektivno skupljanje - ako je kompozitni materijal pričvršćen za samo jednu čvrstu površinu, na skupljanje će utjecati novostvoreni granični uvjeti i neće se razviti gotovo nikakav stres jer će gubitak volumena biti kompenziran skupljanjem naspram površini svezivanja (Slika 2.).



Slika 2. Efektivno skupljanje

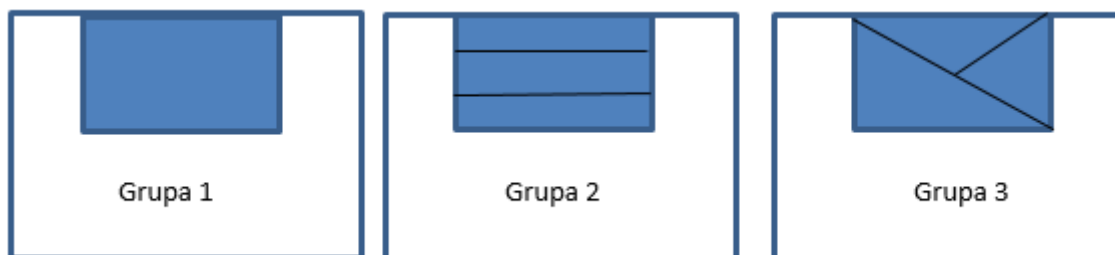
3. skupljanje između stijenki kaviteta - stezanjem materijala između suprotnih stijenki dolazi do naprezanja odnosno stresa jer se materijal steže prema središtu, a istodobno je vezan na stijenske kaviteta adhezijskim vezama. Ako naprezanje prekorači snagu adhezijske veze, dolazi do njezina kidanja te pojave rubne pukotine s mikropropuštanjem (9).

Ako je snaga adhezije kompozitnoga materijala i tvrdoga zubnog tkiva jača nego stres, gubitak volumena kompenzira se na drugi način, odnosno dolazi do nastanka kohezijskih fraktura. To su frakture u samome materijalu, dentinu ili caklini.

Polimerizacijsko skupljanje jedan je od većih problema pri primjeni kompozitnih materijala te dovodi do poslijeoperativne osjetljivosti, rekurentnoga karijesa i rubnoga obojenja (10).

Postoji nekoliko rješenja za smanjenje polimerizacijskoga skupljanja kod konvencionalnih kompozita. U studiji Parka i sur. iz 2008. (11) godine cilj je bio utvrditi najučinkovitiji način nanošenja kompozita za smanjenje polimerizacijskoga skupljanja. Korišteni su aluminijski kalupi s identičnim oblikom i veličinom koji predstavljaju MOD kavitete. Svaki kalup restauriran je različitom tehnikom punjenja. Koristili su *bulk*, horizontalnu i dijagonalnu tehniku (Slika 3.).





Slika 3. Tri tehnike postavljanja materijala u kavitet: Grupa 1 - *bulk* tehnika, Grupa 2 - horizontalna tehnika, Grupa 3 - dijagonalna tehnika.

Pretpostavka je bila da ne postoji rubni otklon pri različitim tehnikama punjenja materijala. Rezultati su pokazali najveći rubni otklon kod *bulk* tehnike punjenja ( $21,6 \pm 0,90 \mu\text{m}$ ), zatim u horizontalnoj ( $19,3 \pm 0,73 \mu\text{m}$ ) i na kraju u dijagonalnoj tehnici ( $18,4 \pm 0,63 \mu\text{m}$ ). Studija je pokazala da dijagonalna tehnika punjenja pokazuje najmanji rubni otklon nastao zbog polimerizacijskoga skupljanja. Iako je time reducirano skupljanje, nedostatak je dugo vrijeme izrade ispuna (11) pa se zbog toga javila potreba za razvojem materijala s boljim svojstvima. Što se tiče kraćega vremena izrade ispuna, *bulk-fill* kompoziti materijal su izbora jer se mogu postavljati u jednome debljem sloju.

## 2.6. Izvori svjetla za polimerizaciju

Za izbor izvora svjetlosti važan je raspon i najintenzivnija valna duljina (468 nm), početni i optimalni ukupni intenzitet svjetlosti, toplinski intenzitet unutar sustava te vrijeme osvjetljavanja.

Standardne halogene lampe jedan su od najčešće rabljenih uređaja za polimerizaciju. Temelje se na filtriranome bijelom svjetlu koje rezultira izlaznim plavim dijelom spektra valne duljine od 400 do 540 nm. Emitiraju zračenje od bliskoga ultraljubičastog do zelenoga dijela spektra. Često su korištene halogene lampe koje emitiraju plavo svjetlo početnoga nižeg intenziteta nakon čega slijedi veći intenzitet, tzv. *soft-start* uređaji (12). Oni polimeriziraju smolu sporije u početnoj fazi stvrdnjavanja nego klasični halogeni uređaji, što omogućuje tečenje kompozita

tijekom početne faze minimalizirajući stres na veznim površinama. Tri su vrste *soft-start* uređaja (13):

- dvostupanjska polimerizacija - prvo razdoblje niskoga intenziteta, potom visokoga
- eksponencionalna polimerizacija - počinje niskim intenzitetom i postepeno se povećava
- pulsno-odgođena polimerizacija – emitira svjetlo u kratkim vremenskim razdobljima.

Nedavno su uvedene halogene žarulje visokoga intenziteta (1000 - 2000 mW/cm<sup>2</sup>) kako bi se osiguralo brzo stvrdnjavanje kompozita. Međutim, postoje i određeni nedostaci. Visoke valne duljine i intenzitet svjetlosti dovode do porasta temperature i kontrakcije materijala bez poboljšanja konverzije. S druge strane, niske valne duljine bliske ultraljubičastome dijelu spektra negativno utječu na oči terapeuta. Također, nakon nekoga vremena (50 - 100 h) slabi intenzitet svjetla pa treba redovito mijenjati žarulje. Tako se javilo zanimanje za nove izvore svjetlosti.

Prva poluvodička svjetleća dioda (LED - eng. *light emitting diode*, poluvodička svjetleća dioda) izrađena je u drugoj polovici 20. stoljeća, a u dentalnoj medicini počele su se koristiti krajem 20. stoljeća. Plave diode emitiraju svjetlo uske valne duljine 450 - 470 nm što je idealno za materijale koji sadrže najčešće korišteni fotoinicijator kamforkinon. Prednost LED polimerizacijskih uređaja jest i mogućnost napajanja baterijom što omogućuje proizvodnju malih, bežičnih i prenosivih uređaja. Proizvode znatno nižu temperaturu od ostalih uređaja i ne zahtijevaju uporabu filtera. LED uređaji imaju niži intenzitet uz optimalnu valnu duljinu i kontinuiranu jakost dioda tijekom više tisuća sati rada, isključenje štetnoga ultraljubičastog zračenja te imaju prihvatljivu cijenu (14).

Ostali alternativni uređaji visokoga intenziteta su plazma uređaji te pulsni i argonski laser.

### **3. *BULK-FILL* KOMPOZITNI MATERIJALI**

*Bulk-fill* kompoziti su materijali koji se apliciraju u kavitet u slojevima od 4 do 5 mm, ovisno o proizvođaču i vrsti materijala. Nastali su usavršavanjem kompozitnih materijala kako bi popravili svoje fizičko-kemijske karakteristike te pojednostavili uporabu. Najčešće promjene očituju se u njihovu sastavu, vrsti i veličini anorganskoga punila, funkcijskoga monomera i modifikatora viskoznosti ili inicijatora polimerizacije (15). Prednost *bulk-fill* kompozita nad konvencionalnima jest mogućnost nanošenja u manje slojeva. Time se smanjuje vrijeme rada te mogućnost inkluzija zraka između slojeva. Važno je napomenuti da njihove fizičko-mehaničke karakteristike nisu lošije od drugih kompozitnih materijala. Odlikuje ih povećana elastičnost, a tvrdoća nije smanjena u odnosu na konvencionalne kompozitne materijale.

### 3.1. Klasifikacija *bulk-fill* kompozita

*Bulk-fill* kompozitne materijale možemo podijeliti na: (Tablica 1.)

1. nisko-viskozne
2. visoko-viskozne
3. sonično-aktivirane i
4. dualno-polimerizirajuće (16).

Tablica 1. Klasifikacija *bulk-fill* kompozitnih materijala

Vrste <i>bulk-fill</i> kompozita	Visoko viskozni	Nisko viskozni	Sonično aktivirani	Dualno polimerizirajući
Komercijalno dostupni materijali	Filtek Bulk-Fill Posterior Restorative (3M ESPE, St. Paul, SAD)  Tetric EvoCeram Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)  X-tra fil (Voco, SAD)	SDR (Dentsply, Konstanz, Njemačka)  Filtek Bulk-Fill Flowable (3M ESPE)  Tetric EvoFlow Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent)  X-tra base (Voco)	SonicFill 3 (KerrOrange, SAD)	Fill Up (Coltene, Altstätten, Switzerland)  HyperFil (Parkell, New York, SAD)
Viskoznost	visoka	niska	dvije faze	srednja
Način polimerizacije	svjetlosno	svjetlosno	svjetlosno	dualno
Maksimalna dubina postavljanja sloja	4 mm	4 mm	5 mm	bilo koja dubina
Dodatni sloj kompozita	ne	da	ne	ne

Nisko-viskozni, odnosno tekući *bulk* kompoziti pokazuju visok stupanj polimerizacije, ali i jako veliku translucenciju i niske vrijednosti mikrotvrdoće. Zbog toga moraju se na površini zaštititi slojem konvencionalnoga ili visoko-viskozno *bulk-fill* kompozita za lateralni segment jer sadrže manje punila većih čestica te su manje otporni na abraziju.

Visoko-viskozni *bulk-fill* kompoziti imaju puno bolja mehanička svojstva od nisko-viskozni pa se mogu postavljati kao samostalan materijal. Mogu se modelirati i njima se ispunjava cijeli kavitet.

Na tržištu je dostupan i jedan sonično-aktivirani *bulk-fill* kompozit koji je zapravo visoko-viskozni materijal, SonicFill 3 (Kerr Co, Orange, SAD). Koristi se u kombinaciji s ručnim nastavkom i omogućuje ultrazvučnu aplikaciju materijala. Pod djelovanjem ultrazvučnih vibracija smanjuje se viskoznost, on postaje sličan tekućem te se jednostavno i brzo unosi u kavitet. Kasnije se ponovno vraća u visoko viskozno stanje kako bi se olakšala modelacija ispuna. Može se postavljati u slojevima od 5 mm (16).

Većina *bulk-fill* kompozita svjetlosno polimerizira, no postoji i manji broj njih koji dualno polimeriziraju. Oni kombiniraju kemijsku i svjetlosno aktiviranu polimerizaciju (16). Svjetlosno se polimerizira površina ispuna koji je pripremljen za poliranje, a puna dubina polimerizacije postiže se kemijski u roku nekoliko minuta. Dualna polimerizacija prigodna je za postavljanje *bulk-fill* kompozita veće dubine (više od 5 mm) u jednome sloju.

### **3.2. Stupanj konverzije *bulk-fill* kompozita**

Kao mjerilo uspješnosti polimerizacije uzima se stupanj konverzije. On nam govori koliki je omjer reagiranoga naspram nereagiranome monomeru, odnosno koliki je udio dvostrukih kovalentnih veza (C=C) koje su prešle u jednostruke (C-C) veze. Budući da prilikom polimerizacije dolazi do povećanja viskoznosti zbog umrežavanja, dio monomera ostaje zarobljen između polimernih lanaca te stupanj konverzije nikad ne može biti 100 % (17). Konvencionalni kompoziti obično dosežu 50 – 75 % stupnja konverzije. Stupanj konverzije osnovno je mjerilo koje utječe na praktički sva svojstva kompozita kao što su fizičko-mehanička svojstva: tvrdoća, čvrstoća, elastičnost, topljivost, apsorpcija vode, stabilnost boje, dimenzijska stabilnost i biokompatibilnost (18). Na stupanj konverzije utječu veličina i udio

anorganskih čestica punila, koncentracija fotoinicijatora, tip i količina monomera, translucencija materijala, intenzitet, valna duljina i vrijeme osvjetljavanja polimerizacijskom lampom. Stupanj konverzije može se odrediti izravnim i neizravnim metodama (19). Izravne metode baziraju se na količini potrošenih dvostrukih veza i smatraju se preciznijima. Neizravne metode određuju korelaciju stupnja konverzije indirektno, s nekim drugim svojstvom, kao npr. mikrotvrdoćom.

Cilj istraživanja koje su proveli Par i sur. iz 2015. godine (20) bio je odrediti stupanj konverzije čvrstih i tekućih *bulk-fill* kompozita na površini i na dubini od 4 mm i to odmah te 24 h nakon polimerizacije. Rezultati su pokazali da je stupanj konverzije *bulk-fill* kompozita na površini odmah nakon polimerizacije iznosio 59,1 – 71,8 %, što je slično rasponu konvencionalnih kompozita. Nakon 24 h stupanj konverzije značajno je porastao za sve *bulk-fill* kompozite i iznosio je 71,3 – 86,1 % (20). Svi testirani *bulk-fill* kompoziti pokazali su zadovoljavajući stupanj konverzije na dubini od 4 mm. Razlike između stupnja konverzije na površini i na dubini od 4 mm varirale su, no za većinu *bulk-fill* kompozita razlika je iznosila manje od 10 %, što se smatra klinički prihvatljivim. Temeljem navedenoga preporuča se uporaba *bulk-fill* kompozita u kliničkome radu i postavljanje u slojevima od 4 mm.

### **3.3. Dubina polimerizacije *bulk-fill* kompozitnih materijala**

Konvencionalni kompozitni materijali postavljaju se u slojevima debljine od 2 mm, što je određeno njihovom strukturom. Sadržavaju veliku količinu punila, a čestice su smanjene da bi se poboljšala mehanička svojstva. Takav sastav dovodi do slaboga propuštanja polimerizacijskoga svjetla te njegova loma na površini čestica punila. Svjetlost se zadržava samo u površinskim slojevima dubine 1,5 - 2 mm. Kako bi se povećala debljina sloja kompozita koji se stavlja u kavitet, promijenjen im je sastav.

Kod *bulk-fill* kompozita korištene su veće čestice u manjim količinama, dakle obrnuto od metode koja se koristila kod konvencionalnih kompozita. Što je manje punila, manja je refleksija i lom svjetlosti, a povećanje veličine čestica povisuje količinu apsorbiranoga svjetla koje onda aktivira fotoinicijator te posljedično dolazi do polimerizacije (21).

*Bulk-fill* materijali sadrže posebno patentirane fotoinicijatore. Jedan od njih temeljen je na germaniju i komercijalno je nazvan Ivocerin (bis-(4-metoksibenzoil)diethylgermanij) (22). On skraćuje vrijeme polimerizacije i omogućuje veću dubinu prodiranja svjetla, čime je omogućena polimerizacija do dubine 4 mm. Učinkovitiji je od kamforkinona i pri obasjavanju plavim svjetlom dolazi do njegove povišene reaktivnosti.

Na dubinu polimerizacije utječe i translucencija materijala. Tamnije boje s većim opacitetom pokazuju manju dubinu polimerizacije u usporedbi sa svjetlijim, translucentnijim kompozitima. Većina *bulk-fill* kompozita ima visoku translucenciju, osobitno nisko-viskozni materijali. To omogućuje dublje prodiranje polimerizacijskoga svjetla zbog čega se smanjuje broj slojeva.

Za polimerizaciju *bulk-fill* kompozita koriste se jake polimerizacijske lampe čime se skraćuje vrijeme osvjetljavanja većim intenzitetom. Treba uzeti u obzir da tijekom osvjetljavanja kompozita energija lampe gubi svoju snagu, isto tako, povećanjem udaljenosti izvora svjetlosti od površine kompozita smanjuje se intenzitet svjetla. Neke studije pokazuju da za svakih 1 mm udaljavanja intenzitet pada za 10 % (16). Preporuča se, stoga, dobra kontrola pozicije uređaja za svjetlosnu polimerizaciju, što bliže površini materijala. *Bulk-fill* kompoziti koji se postavljaju na dubinu od 4 mm obasjavaju se halogenom svjetlosnom jakosti  $> 1000 \text{ mW/cm}^2$  tijekom 10 s ili LED polimerizacijskim svjetlom minimalne snage  $550 \text{ mW/cm}^2$  tijekom 20 s (5).

### **3.4. Redukcija polimerizacijskoga stresa *bulk-fill* kompozitnih materijala**

Stres nastaje kao posljedica skupljanja materijala prilikom polimerizacije. Na stupanj stresa utječu volumen, konfiguracijski faktor, svojstva smolastoga materijala, tehnika postavljanja materijala te brzina i stupanj polimerizacije (17).

Anorganski i organski udio u kompozitu diktiraju količinu volumetrijskoga skupljanja i modula elastičnosti materijala. Volumetrijsko skupljanje i modul elastičnosti najznačajnija su svojstva koja utječu na pojavu polimerizacijskoga stresa. Veličina i oblik monomera, kao i njihov potencijal za intermolekularne interakcije, određuju viskoznost *bulk-fill* kompozita. Dakle, što je više monomera koji trebaju prijeći u polimer, veće je polimerizacijsko

skupljanje. S druge strane, ako se povećava udio anorganskoga punila, manje je ukupno skupljanje, ali je zbog visokoga modula elastičnosti potrebno prevenirati polimerizacijski stres (23). U svrhu smanjivanja stresa kod konvencionalnih kompozita preporuča se aplikacija tehnikom slojevanja, gdje se materijal veže za što manji broj ploha kaviteta te se stavlja u debljini od 2 mm.

Isto tako, uključivanjem ekspandirajućih monomera, odnosno višefunkcijskih cikličkih oligomera kao što su spiroortoesteri i ciklički akrilati u organsku matricu i optimalnom polimerizacijom materijala omogućilo se smanjenje polimerizacijskoga skupljanja i stresa.

*Bulk-fill* kompozit s malom polimerizacijskom kontrakcijom, primjerice SDR (Smart Dentine Replacement, Dentsply, Konstanz, Njemačka) u svome sastavu sadrži modificirani UDMA koji je manje viskoznan i fleksibilniji od Bis-GMA. Sadrži i „polimerizacijski modulator“ ugrađen u središte polimerizirane strukture koji utječe na brzinu i razvoj stvaranja polimerne mreže (24). „Polimerizacijski modulator“ interferira s kamforkinonom, a rezultat je sporije povećanje modula elastičnosti. Produžuje se pregel-faza gdje je smola u viskoznoj formi. Time se povećava stupanj konverzije i smanjuje polimerizacijski stres za 60 % u odnosu na ostale tekuće kompozite. Dakle, stres je reduciran bez smanjenja stupnja polimerizacije. Materijal ima svojstva tekućega kompozita, a polimerizacijsko skupljanje od 3,5 % ne razlikuje se mnogo od skupljanja ostalih tekućih kompozita. Međutim, zahvaljujući posebnome modulatoru, polimerizacijski stres smanjen je na samo 1,4 MPa za razliku od ostalih tekućih kompozita kod kojih iznosi oko 4 MPa. Osim toga, SDR sadrži visoki postotak punila čestica stakla (68 mas. %, 45 vol. %) zbog čega se smanjuje polimerizacijsko skupljanje i povećava čvrstoća (25).

Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) pripada skupini nanohibridnih *bulk* kompozita i njegovo polimerizacijsko skupljanje iznosi 1,9 %. Sadrži prepolymerizirane čestice stakla (62,5 mas. %) koje pridonose smanjenju volumetrijskoga skupljanja. U svome sastavu ima povećanu koncentraciju inhibitora koji smanjuju osjetljivost na svjetlo iz okoline, neovisno o polimerizacijskoj lampi. Time se produžuje radno vrijeme materijala i sprječava prerana polimerizacija. Osim kamforkinona sadrži i fotoinicijator *Ivocerin* koji potiče polimerizaciju do dubine 4 mm. U svome sastavu ima i posebno punilo koje djeluje kao sredstvo za smanjenje stresa. Taj dodatak zove se *shrinking stress reliever*



(onaj koji olakšava stres zbog skupljanja materijala), ima nizak modul elastičnosti (10 GPa) te djeluje kao opruga koja se lagano rasteže kako rastu sile pri polimerizaciji. Za usporedbu, današnji kompoziti, koji u svome sastavu sadrže čestice stakla, imaju modul elastičnosti 71 GPa te znatno povećanu količinu stresa (26).

3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M, St. Paul, SAD) nanohibridni je *bulk-fill* materijal koji ima dvije nove polimerne komponente smole u svome sastavu. Inovativna komponenta prve smole je AFM (eng. *addition fragmentation monomer*, adicijski fragmentacijski monomer). Jedinstvena je značajka ove smole da, tijekom polimerizacije, središnja skupina može fragmentirati kako bi se ublažio stres. Fragmenti mogu ponovno polimerizirati u nižemu stresnom stanju. Druga komponenta smole aromatski je uretanski dimetakrilat (AUDMA). Ovo je veći monomer nego što je pronađen kod tradicionalnih dimetakrilata, što ograničava broj mjesta za skupljanje. To pomaže smanjiti količinu stezanja i stres koji se pojavljuje tijekom polimerizacije (27).

Neke od metoda koje se istražuju u svrhu smanjenja polimerizacijskoga stresa i skupljanja su: siloranske i oksiranske molekule, postavljanje elastičnoga sloja na dno kaviteta, pulsno odgođena polimerizacija, polietilenske sfere, multifunkcionalni nisko-viskozni monomeri, razvoj niskoskupljajućih monomera, elastična punila, dimerne molekule, monomeri velike molekularne mase s elastičnim postraničnim lancima i optimiziranje faktora konverzije (28).

### **3.5.Fizičko-mehanička svojstva *bulk-fill* kompozita**

Tijekom razvoja kompozitnih materijala proizvođači su stalno nastojali povećati količinu punila kako bi poboljšali fizičko-mehanička svojstva kompozita. Međutim, to nije slučaj s *bulk-fill* kompozitima koji teže manjemu udjelu anorganskih čestica punila da bi povećali dubinu polimerizacije pa se postavlja pitanje mogu li osigurati potrebnu čvrstoću i otpornost na sile žvakanja.

Nedavna istraživanja pokazala su da *bulk-fill* kompoziti posjeduju zadovoljavajuća fizičko-mehanička svojstva slična konvencionalnim kompozitima, iako postoje neka odstupanja ovisno o materijalu. Uglavnom se proučava površinska tvrdoća (mikrotvrdoća), elastični modul te otpornost na savijanje i puzanje. Sumirajući istraživanja, mehanička svojstva *bulk-*

*fill* kompozita slična su ili malo lošija od visoko-viskoznih konvencionalnih kompozita, ali zato posjeduju znatno bolja svojstva nego tekući konvencionalni kompoziti (29). SonicFill (Kerr) pokazuje najveću tvrdoću i otpornost na savijanje od drugih *bulk-fill* kompozita. SDR (Dentsply) ima malu otpornost na lom i abraziju, kao i ostali tekući *bulk-fill* kompoziti, i zbog toga zahtijevaju postavljanje nadsloja od visoko-viskoznoga materijala otpornoga na sile žvakanja te dostatne tvrdoće (30). Što se tiče površinske mikrotvrdoće, visoko-viskozni *bulk-fill* kompoziti imaju manju mikrotvrdoću od konvencionalnih, dok nisko-viskozni *bulk-fill* kompoziti imaju još manju mikrotvrdoću i moraju imati dodatni sloj (21).

### **3.6. Estetska svojstva *bulk-fill* kompozita**

Estetska svojstva znatno su poboljšana kod svih kompozita ako ih uspoređujemo s amalgamima. Kod *bulk-fill* kompozitnih materijala estetika je ograničena povišenom translucencijom. Time se postiže visok stupanj polimerizacije u dubinu, no nisu zadovoljena standardna estetska svojstva, stoga nije indiciran za ispune na prednjim zubima. Zbog razvoja nanotehnologije proizvode se *bulk-fill* materijali (One Bulk Fill Restorative, 3M™ Filtek™, 3M) s povećanim opacitetom bez smanjenja dubine polimerizacije. Manipulirajući optičkim svojstvima kako bi se podudarao refraktorni indeks punila i matriksa, kontroliraju se stupnjevi na kojima materijal izgleda opaktno ili transludentno. Takvi materijali imaju veći opacitet od ostalih *bulk-fill* materijala i, samim time, bolju estetiku (27).

Smanjena translucencija određenih *bulk* materijala, kao na primjer u Tetric EvoCeramBulk Fillu (Ivoclar Vivadent) kompenzirana je dodatnim fotoinicijatorom Ivocerinom. Svi standardni inicijatori žuti su jer je žuta boja komplementarna plavoj, kojom su polimerizirani svi standardni kompoziti. Iako žuta boja u velikome postotku nestane tijekom polimerizacije, lagana nijansa ipak uvijek ostane, što je prihvatljivo jer je i prirodna boja zuba također lagano žućkasta. Fotoinicijator Ivocerin žute je boje, no zbog svoje povišene reaktivnosti uglavnom se koristi u manjim količinama. Takav sastav Ivocerina je koristan, bez negativnog utjecaja na optička svojstva materijala i omogućuje *bulk-fill* materijalima translucenciju sličnu caklini (26).

### **3.7. Indikacije za primjenu *bulk-fill* kompozitnih materijala**

*Bulk-fill* kompozitni materijali indicirani su za: restoracije u stražnjoj regiji (I i II razred), ispune klase V (karijes zubnoga vrata, erozije korjenova, klinaste defekte), ispune mliječnih zuba, preventivno pečačenje i prošireno pečačenje na premolarima i molarima. Mogu se koristiti i kod indirektnih ispuna, šiniranja, popravaka defekata u keramičkim restauracijama, caklini ili privremenim radovima (31). Nisko-viskozni materijali koriste se kao podloga u kavitetima, a mogu biti korisni kod minimalno invazivnih tunel preparacija. Zbog kraćega vremena izrade ispuna dobar su izbor pri radu s djecom te kod anksioznih pacijenata.

#### **4. RASPRAVA**

Iako su se prvi *bulk-fill* kompozitni materijali pojavili još 1999. (32), tek su se desetak godina nakon toga počeli češće rabiti u stomatološkim ordinacijama diljem svijeta. Njihovu pojavu nije uzrokovalo neko značajno znanstveno otkriće. Naprotiv, više dobro poznatih činjenica o kompozitnim materijalima iskorišteno je kako bi se olakšao i ubrzao rad stomatologa. Veličina čestica punila povećana je kako bi se smanjilo raspršenje svjetlosti te produbila dubina polimerizacije. Modulus elastičnosti smanjen je kod *bulk-fill* kompozita zbog smanjenja polimerizacijskoga stresa u uvjetima (veliki volumen i horizontalno postavljanje kompozitnih slojeva) koji bi, kod konvencionalnih kompozita, doveli do nepoželjnoga oštećenja marginalnoga integriteta. Također, neke promjene u sastavu monomera pridonose relaksaciji polimerizacijskoga stresa kod *bulk-fill* kompozita. Ipak, i dalje postoje sumnje u vjerodostojnost određenih tvrdnji proizvođača, poput onih o kvaliteti polimerizacije na dubinama od 4 do 5 mm, pojavnosti rubne pukotine i biokompatibilnosti. Osim toga, dugogodišnja klinička ispitivanja ove vrste materijala još su uvijek malobrojna.

Mogućnost postavljanja *bulk-fill* kompozita u slojevima od 4 do 5 mm velika je prednost nad konvencionalnim kompozitima. To je omogućeno povećanjem dubine polimerizacije. Jedan od faktora koji to omogućuje jest povećana translucencija kojom se ostvaruje dostatno prodiranje svjetlosti do tvornički proklamiranih dubina kako bi stupanj konverzije bio zadovoljavajući na najosjetljivijemu području uz zubnu pulpu, koje je istodobno i najudaljenije od izvora polimerizacijskoga svjetla.

U istraživanju Bucuta i Ille iz 2014. (33) godine cilj je bio izmjeriti količinu plavoga svjetla koje prolazi kroz različite debljine *bulk-fill* kompozita u usporedbi s konvencionalnim. Uzorci su postavljeni na dubinu od 2, 4 i 6 mm i osvjetljavani 20 s, dok je na dnu spektrometar mjerio količinu prenesenoga zračenja. Rezultat je pokazao da su *bulk-fill* kompoziti (osim SonicFilla, Kerr) translucentniji od konvencionalnih. Nisko-viskozni ili tekući *bulk-fill* materijali imaju još veću translucenciju. Povećana translucencija zbog olakšanoga prodiranja svjetla u dublje slojeve dovodi do brže polimerizacije, ali i nešto lošijih estetskih rezultata, no njihova manja polimerizacijska kontrakcija znači i manji polimerizacijski stres.

Osim translucencije na dubinu polimerizacije utječe i način te dužina osvjetljavanja ispuna. Bez adekvatne količine svjetlosti materijal ne može dovoljno polimerizirati. Stupanj polimerizacije viši od 55 % nužan je u kliničkome radu kako bi se osigurala dovoljna tvrdoća

i dugotrajnost ispuna te kako bi se pacijenta zaštitilo od neželjenih toksičnih i kemijskih učinaka nepolimerizirane smole (34).

Studija Tarle i sur. iz 2014. (35) godine ispitala je utjecaj vremena polimerizacije na stupanj konverzije i mikrotvrdoću visoko-viskozni *bulk-fill* kompozita dubine do 6 mm. Korištena su četiri visoko-viskozna *bulk-fill* kompozita i jedan konvencionalni, nanohibridni na dubinama do 6 mm i s duljinom osvjetljavanja 10, 20 i 30 s. Utvrđeno je da, s povećanjem dubine, stupanj konverzije i mikrotvrdoća znatno padaju kod konvencionalnoga kompozita. Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) i SonicFill (Kerr) postižu potreban stupanj konverzije i mikrotvrdoću na 4 mm dubine nakon 30 s osvjetljavanja. X-tra fill (Voco) i QuixFill (Dentsply) pokazuju zadovoljavajući stupanj konverzije čak i na dubini od 6 mm poslije 20 s osvjetljavanja. Važno je da svi *bulk* kompoziti na dubini od 4 mm pokazuju bar 80 % od maksimalnoga stupnja konverzije, neovisno o vremenu polimerizacije (35). Zaključeno je da testirani *bulk-fill* kompoziti mogu sigurno biti korišteni bar do dubine od 4 mm. Isto tako, uočeno je da minimalno vrijeme osvjetljavanja kompozita, koje je navedeno od strane proizvođača, nije dovoljno za dostatnu polimerizaciju 4 mm debeloga *bulk-fill* viskoznoga kompozita. Stupanj konverzije *bulk-fill* materijala u rangu je ili je malo viši od stupnja konverzije konvencionalnih kompozita.

Dakle, ukoliko promatramo dubinu polimerizacije, stupanj konverzije te translucenciju *bulk-fill* materijala, možemo zaključiti da su prihvatljivi za uporabu u praksi.

Kada promatramo pojavu rubne pukotine i mikropropuštanja, studije pokazuju kontradiktorne rezultate. U nekim studijama smatra se kako ne postoji razlika u rubnome integritetu (36-38), dok se u drugima smatra kako postoje poboljšanja rubnoga integriteta kod *bulk-fill* kompozita (39-41) u odnosu na konvencionalne kompozite. Daljnja istraživanja pokazala su da visoko-viskozni *bulk-fill* kompoziti pokazuju veću pojavnost rubne pukotine (42). Kako bi se riješio problem rubne pukotine s visoko-viskoznim *bulk-fill* materijalima, poželjno je ili zagrijati materijal prije postavljanja u kavitet, ili postaviti sloj nisko-viskoznoga kompozita na bazu kaviteta zbog smanjenja polimerizacijskoga stresa (16). Način postavljanja materijala ne utječe na marginalni integritet, no dokazano je da dubina kaviteta utječe. Kako se povećava dubina kaviteta, veća je mogućnost za pojavu pukotine. Dakle, ako uspoređujemo *bulk-fill* kompozitne i konvencionalne materijale, na istoj dubini kaviteta nema razlike u pojavi pukotine. To sugerira da je dubina kaviteta važniji faktor za pojavu rubne pukotine nego vrsta

kompozitnoga materijala (38). Sveukupno gledajući, većina studija ohrabrujuća je za marginalnu prilagodbu *bulk-fill* kompozitnih materijala. Zbog smanjenoga skupljanja i niskoga polimerizacijskog stresa osiguravaju dobro rubno brtvljenje.

Važno je svojstvo za praktični rad i biokompatibilnost materijala. Ona prikazuje međudjelovanje materijala i biološke okoline u kojoj se nalazi. Usna je šupljina izrazito dinamičan i agresivan medij gdje se događaju stalne promjene. Funkcijska i parafunkcijska opterećenja te razne kemijske supstance mogu uzrokovati otpuštanje štetnih tvari iz kompozitnoga ispuna u pulpu i slinu. Zbog nepotpune polimerizacije kompozita nakuplja se zaostati monomer koji ima citotoksični i genotoksični potencijal te može uzrokovati iritaciju, upalu i alergijske reakcije na sluznici usne šupljine (5). Zbog toga, provode se razne studije o citotoksičnosti i genotoksičnosti materijala.

U najnovijoj studiji iz 2018. godine Goncahes i sur. (43) određivali su citotoksičnost konvencionalnih i *bulk-fill* kompozita. Za procjenu stupnja citotoksičnosti izolirali su ljudske fibroblaste iz keratinizirane gingive. Prema standardu, ako materijal izaziva smanjenje broja vitalnih stanica u staničnoj kulturi manje od 70 % smatra se citotoksičnim. Rezultati su pokazali da kulture fibroblasta tretirane sa svim testiranim *bulk-fill* kompozitima imaju više od 70 % vitalnih stanica, dok kultura izložena materijalu SonicFill (Kerr) ima čak  $99,6 \pm 2,7$  %. Ovo je pozitivan nalaz i daje kliničarima povjerenje u uporabu *bulk-fill* materijala bez štetnoga utjecaja na gingivu.

Kod ispitivanja genotoksičnosti promatra se postoji li oštećenje DNA molekule. Cilj istraživanja Tauböcka i sur. (44) bio je ispitati genotoksičnost tekućih *bulk-fill* kompozita apliciranih u sloju od 4 mm i polimeriziranih 20 te 30 s. Za svaki materijal uzeo se uzorak s dna i s vrha ispuna. Genotoksičnost se procjenjivala na ljudskim leukocitima. Rezultati su pokazali da, neovisno o vremenu osvjetljavanja *bulk-fill* kompoziti ne dovode do velikih oštećenja. Pokazalo se da ne uzrokuju značajna primarna oštećenja DNA te da ne induciraju formiranje bilo kakvih kromatinskih abnormalnosti.

Na temelju navedenih studija o ispitivanju biokompatibilnosti zaključuje se kako *bulk-fill* kompoziti postavljeni na 4 mm dubine pokazuju netoksičnost i dobru integraciju u tkivima koja je u skladu s njihovom predviđenom funkcijom u tijelu.

Usprkos tome, ova vrsta kompozitnih materijala i danas izaziva određenu dozu skepticizma kod kliničara zbog sumnje da se svojstva potvrđena u idealnim uvjetima znanstvenih laboratorija ne mogu prenijeti u praksu. Postoji dosta *in vitro* studija o uspješnosti *bulk-fill* kompozitnih materija, no nedostaju *in vivo* klinička istraživanja kako bi se dokazala efikasnost *bulk-fill* materijala te povećala njegova uporaba u struci.

U kliničkim studijama Van Dijkena i Pallesena (45, 46) kontrolirala se klinička trajnost tekućega *bulk-fill* kompozita tijekom 3, 5 i 6 godina. Svaki pacijent imao je dvije što sličnije restauracije klase I ili klase II. Jedan od kaviteta bio je ispunjen tekućim *bulk-fill* kompozitom (SDR, Dentsply) do 4 mm dubine i imao je potrebni dodatni sloj nanohibridnoga konvencionalnog kompozita (Ceram X, Dentsply). Drugi kavitet ispunjen je samo konvencionalnim kompozitom (Ceram X, Dentsply) u slojevima od 2 mm. Ispuni su kontrolirani jednom godišnje tijekom 6 godina, i to po kriterijima američkoga javnog zdravstvenog sustava. Nije zabilježena postoperativna osjetljivost. Kako bi obuhvatili što širu populaciju pacijenata, uključeni su i pacijenti s visokim karijes rizikom, parodontnim problemima te parafunkcijskim navikama. Nakon 5 godina 5,5 % ispuna isključeno je iz istraživanja, a najčešći razlog bile su frakture zuba i sekundarni karijes. Godišnja stopa neuspjeha svih restauracija nakon 5 godina bila je za *bulk-fill* kompozit SDR 1,1 %, što nije bilo značajno različito od konvencionalnih kompozita gdje je iznosila 1,3 %. Ako gledamo samo restauracije klase II, godišnja stopa neuspjeha za *bulk-fill* bila je 1,4 %, a za konvencionalne kompozite 2,1 % (45). Nakon 6 godina godišnja stopa neuspjeha bila je jednaka za obje skupine i iznosila je 1,0 % (46). Dakle, tekući *bulk-fill* kompozit SDR pokazuje jednake rezultate trajnosti poput nanohibridnoga kompozita postavljenoga konvencionalnom tehnikom slojevanja.

Također, uspoređujući tekuće *bulk-fill* kompozite i nanohibridne konvencionalne kod cervikalnih nekarijesnih restauracija, rezultati su slični prethodnima (47). Oba kompozita pokazala su slične kliničke rezultate nakon godine dana kontroliranoga praćenja.

U studiji Akalina i sur. (48) iz 2008. godine promatrala se klinička trajnost visoko-viskozna *bulk-fill* kompozita SonicFilla (Kerr) tijekom 2 godine. Kontroliralo se 111 ispuna klase II. Prema zadanim kriterijima postotak uspješnosti ispuna iznosio je 99,1 %. SonicFill je pokazao dobru kliničku trajnost bez pojave sekundarnoga karijesa, no boja ispuna počela se mijenjati unutar prvih 6 mjeseci od postavljanja ispuna.



U kontroliranoj kliničkoj studiji Bayraktara i sur. (49) procjenjivala se uspješnost 200 ispuna postavljenih u 50 pacijenata. Svaki pacijent imao je 4 ispuna klase II, jedan nisko-viskozni *bulk-fill* ispun s nadslojem konvencionalnoga kompozita, dva visoko-viskozna *bulk-fill* ispuna te jedan slojeviti konvencionalni kompozitni ispun. Studija je provedena na pacijentima s dobrom oralnom higijenom, bez bruksizma. Nakon godine dana uspješnost ispuna bila je 86 % i sve su restauracije ocijenjene prihvatljivima. Dakle, nije bilo značajne razlike između konvencionalnih i *bulk-fill* kompozita nakon godine dana kontrole po istim kriterijima.

Dosad najduže kliničko ispitivanje *bulk-fill* kompozita proveli su Heck i sur., a trajalo je 10 godina (50). Tijekom toga perioda kontrolirali su uspješnost *bulk-fill* kompozitnoga materijala QuixFill (Dentsply) te konvencionalnoga kompozita Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) postavljenih u klase I i II. Treba spomenuti da je studija provedena na vitalnim zubima pacijenata s dobrom oralnom higijenom, dakle, isključeni su pacijenti s rizičnim faktorima. Najčešći razlozi neuspjeha bili su sekundarni karijes te fraktura zuba. Oba materijala pokazala su visoku kliničku efikasnost tijekom 10 godina bez statistički značajne razlike među njima.

Na temelju kliničkih studija provedenih o efikasnosti *bulk-fill* materijala može se zaključiti da imaju svojstva i ponašanje slično konvencionalnim kompozitima.

## **5. ZAKLJUČAK**

*Bulk-fill* kompozitni materijali mogu biti vrlo korisni u nadoknadi tvrdog zubnog tkiva u stražnjih zubi, prvenstveno zbog prednosti u tehnici apliciranja čime se skraćuje vrijeme provedeno u ordinaciji. Isto tako, posjeduju svojstva koja smanjuju polimerizacijsko skupljanje i stres. Dosadašnje kliničke studije pokazuju da su *bulk-fill* kompozitni materijali klinički jednako učinkoviti kao i konvencionalni kompoziti te predstavljaju jednakovrijednu alternativu konvencionalnim kompozitima u izradi ispuna u posteriornome segmentu usne šupljine. Međutim, kako bi se mogli donositi informirani zaključci, potrebna su dugoročnija klinička istraživanja.

## **6. LITERATURA**

1. Štefanac I. Kompozitni materijali u stomatologiji. Polimeri. 2011; 32:136-8.
2. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; Patent No. 3. 066, 112.
3. Pandurić V. Kako izbrusiti caklinu za kompozitni ispun?. Sonda. 2012; 13:79-81.
4. Jerolimov V. i sur. Osnove stomatoloških materijala, skripta. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2005.
5. Mehulić K. i sur. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017; p. 352.
6. Dental 4u.ba [Internet]. Polimerizacija kompozitnih smola. c2015. [cited 1. 9. 2018.]. Available from: <http://dental4u.ba/aktuelnosti-iz-stomatologije/clanci/polimerizacija-kompozitnih-smola/>
7. Knežević A, Tarle Z. Kompozitni materijali, skripta. Zagreb: Stomatološki fakultet; 2005.
8. Kleverlaan CJ, Felizer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Den Mater. 2005; 21:1150-7.
9. Pandurić V. Konfiguracijski faktor – faktor koji zbunjuje. Sonda. 2012; 5:55-7.
10. Marović D, Tauböck TT, Attin T, Pandurić V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low – viscosity *bulk-fill* composite. Acta Odontol Scand. 2015; 73:474-80.
11. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?. Dent Mater. 2008; 24:1501-5.
12. Knežević A, Meniga A, Tarle Z, Šutalo J, Pichler G. Mjerenje jakosti fotopolimerizacijskih uređaja u kliničkoj uporabi. Acta Stomatol Croat. 1999; 33:35-43.

13. Bayindir YZ, Yildiz M, Bayindir F. The effect of „soft start polimerization“ on surface hardness of two packable composites. *Dent Mater J.* 2003; 22:610-6.
14. Tarle Z. Izvori svjetla za fotopolimerizaciju dentalnih materijala. *Sonda.* 2002; 5:60-2.
15. Pandurić V. Jesu li *bulk-fill* kompozitni materijali doista nešto novo?. *Dental tribune Cro BiH ed.* 2013; 2:28-29.
16. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. *Bulk-fill* resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J.* 2017; 222:337-44.
17. Osredečki M, Rezo V, Janković B. Kompozitni materijali male kontrakcije. *Sonda.* 2012; 13:71-73.
18. Braga RR, Ferrauce JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res.* 2002; 81:114-8.
19. Marovic D, Panduric V, Tarle Z, Ristic M, Sariri K, Demoli N, et al. Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. *J Mol Struc.* 2013; 1044:299-302.
20. Par M, Gamulin O, Marović D, Klarić E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of *bulk fill* resin composites – changes at 24 hours post cure. *Oper Dent.* 2015; 40:92-101.
21. Kelić K, Matić S, Marović D, Klarić E, Tarle Z. Microhardness of *bulk-fill* composite materials. *Acta Clin Croat.* 2016; 55:607-14.
22. Mihanović D, Barić J, Varga K, Matijević J. Bulk kompozitni materijali. *Sonda.* 2014; 12:72-73.
23. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. *Bulk-fill* composites: a review of the curent literature. *J Adhes Dent.* 2017;19:95-109.
24. Dentsply DeTrey GmbH. Scientific Compendium SDR. [Internet]. Konstanz: Dentsply DeTrey GmbH; 2011 [cited 1. 9. 2018]. Available from: <http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/8883/SCSDRDeTrey110815E.pdf?fd=2>
25. Van der Vyver P. Clinical application of a new flowable base material for direct and indirect restaurations. *Int Dent SA.* 2010; 12:18-27.

26. Ivoclar Vivadent. TetricEvo Ceram Bulk Fill Scientific Documentation. [Internet]. Schaen: Ivoclar Vivadent; 2013 [cited 2. 9. 2018.]. Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/restorative-materials/composites/tetric-evoceram-bulk-fill>
27. 3M Filtek One Bulk Fill Restorative. Overcoming the myths of *bulk fill* composite materials. [Internet]. United States 3M; 2017 [cited 2. 9. 2018.]. Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1460827O/4-overcome-the-myths-of-bulk-fill.pdf>
28. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005; 21:36-42.
29. Leprince JG, Palin W. M, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Psycho-mechanical characteristics of commercially available *bulk-fill* composites. *J Dent.* 2014; 42:993-1000.
30. Didem A, Gözde Y, Nurhan Ö. Comparative mechanical properties of *bulk-fill* resins. *Open J Compos Mater.* 2014; 4:117-21.
31. Miloš M. Primjena Filtek *bulk fill* posterior kompozitnog materijala u restaurativnoj dentalnoj medicini. *Vjesnik dentalne medicine.* 2015; 23:20-2.
32. Palin WM, Leprince JG, Hadis MA. Shining a light on high volume photocurable materials. *Dent Mater* 2018; 34:695-710.
33. Bucuta S, Illie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of *bulk fill* vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Invest.* 2014; 18:1991-2000.
34. Marović D, Pandurić V, Šimić M, Tarle Z. Primjena *bulk fill* kompozitnih materijala u restaurativnoj dentalnoj medicini. *Vjesnik dentalne medicine.* 2015; 23:29-33.
35. Tarle Z, Attin T, Marović D, Andermatt L, Ristić M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity *bulk-fill* resin composites. *Clinical Oral Invest.* 2015; 19:831-40.
36. Campos EA, Ardu S, Leferer D, Jasse EF, Bartolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with *bulk-fill* composites. *J Dent.* 2014; 42:571–81.
37. Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. Marginal Integrity of Bulk Versus Incremental Fill Class II Composite Restorations. *Oper Dent.* 2016; 41:146-56.

38. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on incremental gap formation of *bulk-fill* composite. J Dent. 2014; 42:439-49.
39. Orłowski M, Tarczydło B, Chalas RB, Renata C. Evaluation of marginal integrity of four *bulk-fill* dental composite materials: In vitro study. Sci World J 2015; 1. doi.org/10.1155/2015/701262.
40. Kapoor N, Bahuguna N, Anand S. Influence of composite insertion technique on gap formation. J Conserve Dent. 2016; 19:77-81.
41. Nazari A, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. 3D assessment of void and gap formation in flowable resin composites using optical coherence tomography. J Adhes Dent. 2013; 15:237-43.
42. Agarwal RS, Hiremath H, Agarwal J, Garg A. Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer *bulk fill* composites: An in vitro study. J Conserv Dent 2015; 18:56–61.
43. Gonçalves F, Campos LM, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci C.E, et al. A comparative study of *bulk-fill* composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. Braz Oral Res. 2018; 32:e17.
44. Tauböck TT, Marović D, Zeljezić D, Steingruber AD, Attin T, Tarle Z. Genotoxic potential of dental *bulk-fill* resin composites. Dent Mater. 2017; 3:788-95.
45. Van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. J Dent. 2016; 51:29-35.
46. Van Dijken JW, Pallesen U. Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology: a randomized, controlled 6-year evaluation. Eur J Oral Sci. 2017; 125:303-9.
47. Canali GD, Ignácio SA, Rached RN, Souza EM. One-year clinical evaluation of *bulk-fill* flowable vs. regular nanofilled composite in non-carious cervical lesions. Clin Oral Investig. 2018; 1.doi: 10.1007/s00784-018-2509-8.
48. Akalın TT, Bozkurt FO, Kusdemir M, Özsoy A, Özcan M. Clinical Evaluation of Sonic-Activated High Viscosity *Bulk-Fill* Nanohybrid Resin Composite Restorations in Class II cavities: A Prospective Clinical Study up to 2 Years. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2018; 26:152-60.



49. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of *bulk-fill* composites. J Investig Clin Dent. 2017; 8. doi: 10.1111/jicd.12210.
50. Heck K, Manhart J, Hickel R, Diegritz C. Clinical evaluation of the *bulk fill* composite QuiXfil in molar class I and II cavities: 10-year results of a RCT. Dent Mater. 2018; 34:138-47.

## **7. ŽIVOTOPIS**

Maja Canjuga rođena je 7. srpnja 1993. godine u Varaždinu. Završila je Osnovnu školu Ivana Kukuljevića Sakcinskog u Ivancu te opću gimnaziju u Srednjoj školi Ivanec. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu upisala je 2012. godine. U akademskoj godini 2017./2018. volontira na Projektu za promociju oralnoga zdravlja slijepih i slabovidnih osoba.