

# "Bulk" kompozitni materijali

---

**Pijanović, Branko**

**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:127:187730>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-07-10**



*Repository / Repozitorij:*

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Branko Pijanović

# **BULK KOMPOZITNI MATERIJALI**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2019.

Rad je ostvaren na Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta u Zagrebu

Mentorica rada: doc. dr. sc. Anja Baraba, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Anđelka Ilinović, mag. edukacije hrvatskoga jezika i književnosti

Lektor engleskog jezika: Gea Pandžić, mag. engleskog jezika i književnosti i mag. lingvistike

Sastav povjerenstva za obranu diplomskog rada

1. \_\_\_\_\_

2. \_\_\_\_\_

3. \_\_\_\_\_

Datum objave rada: \_\_\_\_\_

Rad sadrži: 38 stranica

0 tablica

3 slike

1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu 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 mentorici docentici Anji Barabi na ljubaznosti te ogromnoj stručnoj pomoći koju mi je pružila tijekom pisanja ovoga rada.

Zahvaljujem obitelji i Renati koja mi je bila cijelo vrijeme podrška.

Zahvaljujem kolegama s fakulteta bez kojih mi školovanje ne bi bilo tako lijepo i nezaboravno.

## **Bulk kompozitni materijali**

### **Sažetak**

Od samog početka razvoja kompozitnog materijala 1960-ih godina kao estetske zamjene za dotadašnje metalne restaurativne materijale, kompozitni materijali stalno su se poboljšavali. To se odnosilo na poboljšanje fizičkih, kemijskih i mehaničkih svojstava, a kao najvažnija ističu se otpornost materijala na trošenje te smanjenje rubne pukotine koja nastaje zbog skupljanja kompozita tijekom njegove polimerizacije. U posljednje vrijeme sve se više težilo pronalasku materijala čija će primjena pojednostaviti i ubrzati proces izrade ispuna. Tako je pronađen novi kompozitni materijal, koji je nazvan *bulk-fill*. Za razliku od konvencionalnog kompozita, *bulk-fill* kompozitni materijal ima veću translucenciju kako bi svjetlo moglo lakše prodrijeti do dubljih slojeva. *Bulk-fill* materijali prema viskoznosti dijele se na viskoviskozne i niskoviskozne materijale. Viskoviskozni se mogu koristiti sve do razine okluzalne plohe, dok niskoviskozni služe kao zamjena dentinskom tkivu i moraju se obvezno prekriti s još minimalno 2 mm sloja hibridnog kompozitnog materijala. Izbor boja *bulk-fill* kompozitnih materijala vrlo je ograničen, no budući da se koristi u stražnjoj regiji, to i ne predstavlja problem. Fizičko-mehanička svojstva bulk kompozita gotovo se i ne razlikuju u usporedbi sa svojstvima konvencionalnih kompozitnih materijala, a osnovna im je prednost kraće vrijeme potrebno za izradu ispuna u stražnjoj regiji.

**Ključne riječi:** *bulk-fill* kompozitni materijali, polimerizacijsko skupljanje, translucencija, viskoznost

## **Bulk-fill composite materials**

### **Summary**

From the very beginning of the development of composite resin materials in the 1960s, as aesthetic replacement for amalgam restorations, their properties being enhanced constantly. These improvements can be seen in materials' physical, chemical and mechanical properties but the most important properties are materials resistance to wear and the reduction of the marginal gap due to polymerization shrinkage of composite resin materials. However, recently, the priority has been to find a material which could simplify and speed up the restorative procedure. Therefore, bulk-fill composite resin materials were invented. In comparison to conventional composite resin materials, bulk-fill composite materials are more translucent in order for the polymerization light to penetrate deeper into the material. Bulk-fill materials are classified, according to their viscosity, as high or low viscosity materials. High viscosity materials can be used to restore the entire cavity, including the occlusal surface, and, low viscosity bulk-fill materials are used as dentin replacement materials and should be covered with at least 2 mm of hybrid composite material. Shade selection of bulk-fill composite materials is limited, however, these materials are mostly used in the posterior region so limited option of different shades does not present a problem. Physico-mechanical properties of bulk-fill composite resin materials are similar to those of conventional composite materials but the most important advantage of these materials is saving time to finish the restoration in the posterior region.

**Key words:** bulk fill composite, polymerization shrinkage, translucency, viscosity

## Sadržaj

1. UVOD .....	1
2. KOMPOZITNI MATERIJALI .....	3
2.1. Sastav kompozita .....	4
2.1.1. Organska smolasta matrica .....	4
2.1.2. Anorgansko punilo .....	5
2.1.3. Vezujuće sredstvo .....	5
2.1.4. Ostale komponente .....	6
2.2. Podjela kompozitnih materijala .....	6
2.3. Svojstva kompozitnih materijala .....	8
2.3.1. Polimerizacijsko skupljanje materijala .....	8
2.4. Mehanizam stvrdnjavanja materijala .....	9
2.4.1. Način aktivacije kompozita .....	10
2.4.2. Izvori svjetla za polimerizaciju .....	11
2.5. Biološki odgovor tkiva na kompozitne materijale .....	12
3. BULK KOMPOZITNI MATERIJALI .....	14
3.1. Podjela bulk kompozitnih materijala .....	15
3.2. Dubina polimerizacije bulk kompozita .....	17
3.3. Polimerizacijsko skupljanje bulk kompozita .....	18
3.4. Fizičko mehanička svojstva bulk kompozita .....	20
3.5. Estetska svojstva bulk kompozita .....	21
3.6. Indikacije za primjenu bulk kompozita .....	22
4. RASPRAVA .....	23
5. ZAKLJUČAK .....	29
6. LITERATURA .....	31
7. ŽIVOTOPIS .....	37

## Popis skraćenica

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil-metakrilat

UDMA – uretan-dimetakrilat

EDMA – etilen-dimetakrilat

TEGDMA – trieten-glikol-dimetakrilat

MMA – metil-metakrilat

MAA – metakrilna kiselina

Bis-EMA – bisfenol-A-etil-metakrilat

PPD – fenilpropandion

LED – engl. *light emitting diode*, hrv. svjetlosno emitirajuće diode

HEMA – 2-hidroksietil-metakrilat

PMMA – polimetil-metakrilat

Semi-IPN – engl. *semi interpenetrating polymer network*, hrv. poluinterpenetrirajuća polimerna mreža

SDR – engl. *smart dentin replacement*, hrv. „pametna“ zamjena za dentin

AFM – engl. *addition fragmentation monomer*, hrv. adicijski fragmentacijski monomer

AUDMA – engl. *aromatic urethane dimethacrylate*, hrv. aromatski uretanski dimetakrilat





Živimo u vremenu u kojem se sve više važnosti pridaje estetici, a to se odnosi i na područje dentalne medicine. Razvojem kompozitnih materijala napravljen je velik iskorak u restaurativnoj dentalnoj medicini s obzirom na to da su se do njihova otkrića najviše koristili neestetски amalgamski ispuni.

Kompozitni materijali počeli su se razvijati 1960-ih godina. U početku su se koristili samo za restauraciju prednjih zubi, ali 1990-ih počeli su zamjenjivati amalgam u stražnjoj regiji. Od trenutka kad su se pojavili na tržištu do današnjeg dana kompozitnim materijalima poboljšavala su se fizičko-mehanička svojstva, dugotrajnost i estetika. Najveći problem kompozitnih materijala u početku su predstavljali: pojava rubne pukotine, mekoća materijala te kratak vijek trajanja restauracije (1). Uvođenjem novih i poboljšanih anorganskih punila te organskih smola, koji u kombinaciji s vezujućim sredstvom čine kompozit, spomenuti se problemi sve uspješnije savladavaju (1).

Jedan od velikih nedostataka upotrebe kompozitnih materijala u usporedbi s drugim restaurativnim materijalima, poput staklenoionomernih cemenata ili amalgama, jest dugotrajniji postupak izrade ispuna zbog unošenja materijala u tankim slojevima. Prije pojave *bulk* kompozitnih materijala maksimalna debljina slojeva u kojima se postavljalo kompozitni materijal iznosila je 2 mm (2). Pojavom *bulka* proces izrade ispuna u stražnjoj regiji postao je jednostavniji i brži jer se spomenuti kompozitni materijal može postaviti u slojevima debljine 4 – 5 mm (3, 4). Kompozitni materijali kontrahiraju se tijekom polimerizacije, a to može uzrokovati rubnu pukotinu ako se materijal ne koristi pravilno. Kontrakcija kod konvencionalnih kompozita iznosi 1,35 – 7,1 % (5), dok je kod *bulk* kompozita zahvaljujući nekim sastojcima u materijalu, kao što je primjerice *shrinkage stress reliever* (hrv. smanjivač stresa tijekom skupljanja) kod Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) od kojeg kontrakcija iznosi 1,9 %, kontrakcija materijala smanjena (6). To je velika prednost *bulk* kompozita, uz naravno pojednostavljeno i brže postavljanje materijala u kavitet zuba u usporedbi s konvencionalnim kompozitima.

Svrha je ovog rada prikaz *bulk* kompozitnih materijala, njihovih svojstava i indikacija za kliničku primjenu.

## **2. KOMPOZITNI MATERIJALI**

## 2.1. Sastav kompozita

Kompozitni materijali sastoje se od dvaju ili više materijala različitih svojstava, između kojih se nalazi međugranični spoj. Tri su osnovne komponente kompozita: organska smolasta matrica, anorgansko punilo i vezujuće sredstvo. Osim osnovnih komponenti, u sastavu kompozita su i inhibitori, inicijatori i aktivatori polimerizacije, stabilizatori boje, rendgenska kontrastna sredstva te različiti pigmenti (7).

### 2.1.1. Organska smolasta matrica

Dvije su najčešće korištene organske smolaste matrice u kompozitnim materijalima: bisfenol-A-glicidil-metakrilat (Bis-GMA) i uretan-dimetakrilat (UDMA).

Prva se počela upotrebljavati smolasta matrica Bis-GMA, koju je otkrio Rafael Bowen, a njezinim je otkrićem počeo razvoj kompozita kao materijala u dentalnoj medicini (8). Najveći su nedostaci Bis-GMA visoka viskoznost i upitna stabilnost boje. Kako bi se smanjila viskoznost materijala, koriste se niskomolekularni monomeri kao npr. etilenglikol-dimetakrilat (EDMA) i trietilenglikol-dimetakrilat (TEGDMA), koji također povećavaju čvrstoću i križno povezivanje monomera. Kao modifikatori viskoznosti upotrebljavaju se također i metil-metakrilat (MMA), metakrilna kiselina (MAA), bisfenol-A-etil-metakrilat (Bis-EMA). UDMA za razliku od Bis-GMA ima nisku viskoznost i često se upotrebljava kao organska komponenta. Najveći problem organskih matrica unutar kompozitnog materijala jest njihovo skupljanje tijekom polimerizacije (8, 9). Problem polimerizacijskog skupljanja pokušao se riješiti na različite načine, a to se prije svega odnosi na način postavljanja materijala u kavitet zuba. Jedna je od najuspješnijih tehnika *successive cusp build up* (hrv. uzastopna nadogradnja kvržica), u kojoj se postavljaju slojevi kompozita do debljine od 2 mm na dentinsku stijenu, pri čemu se ne dodiruju nasuprotni zidovi kaviteta zuba (10). Takvim postavljanjem kompozitnog materijala smanjuje se konfiguracijski faktor (C) te se time smanjuje i polimerizacijsko skupljanje (10). Jedan je od kompozitnih materijala s niskim polimerizacijskim skupljanjem i Filtek™ Silorane (3M, St. Paul, SAD), kojemu je dodan siloran. To je kationski monomer koji smanjuje polimerizacijsko skupljanje kompozitnog materijala, te polimerizacijsko skupljanje tih materijala iznosi 0,99 % (11, 12).

### 2.1.2. Anorgansko punilo

Najčešće su upotrebljavana punila čestice barij-silikata, stroncij/bor silikatnog stakla, kvarca, koloidnog silicija, litij-aluminijeva silikata te itrijeva i iterbijeva silikata.

Kvarc je vrlo stabilan, ali ujedno i vrlo krut, pa se kompoziti koji u svom sastavu imaju to punilo teško poliraju, a ujedno mogu štetno djelovati i na antagoniste. Barij je vrlo radioopak i ima srednju tvrdoću, dok koloidni silicij spada u najčešće korišteno punilo jer su njegove čestice inertne, imaju nizak koeficijent toplinske ekspanzije, a zbog veličine od samo 0,1 mikrona moguće je odlično poliranje materijala (8).

Količina anorganskog punila u kompozitu određuje njegova fizičko-mehanička svojstva. Što je veći udio punila u materijalu, a time i manji udio organske matrice, bolja su fizičko-mehanička svojstva kompozita. Veći udio punila povećava vlačnu i tlačnu čvrstoću te modul elastičnosti, dok istovremeno opadaju polimerizacijsko skupljanje, koeficijent ekspanzije te apsorpcija vode (9).

Jedna je od podjela kompozitnih materijala prema veličini čestica, a one se mogu podijeliti na:

- makropunila – 10 – 100  $\mu\text{m}$
- midipunila – 1 – 10  $\mu\text{m}$
- minipunila – 0,1 – 1  $\mu\text{m}$
- mikropunila – 0,01 – 0,1  $\mu\text{m}$
- nanopunila – 0,001 – 0,01  $\mu\text{m}$  (8, 9).

### 2.1.3. Vezujuće sredstvo

Uloga vezujućih sredstava jest osigurati trajnu vezu između organske smole i punila. Vezno sredstvo sprječava hidrolitičku degradaciju spoja smola/punilo i time se sprječavaju mogući lomovi unutar materijala, a uz to se još omogućuje raspodjela naprezanja između smole i punila (9).

Organosilani spadaju u najčešće korištena vezujuća sredstva, a njihov je glavni predstavnik  $\gamma$ -metaksiloksipropiltrimetoksi silan. Silan je bifunkcionalna molekula. Na jednom njegovu kraju nalaze se silanizirajuće skupine koje se vežu za hidroksilne skupine anorganskog punila preko reakcije kondenzacije, a na drugom su kraju metakrilne skupine koje podliježu adicijskoj polimerizaciji pri kemijskoj ili svjetlosnoj aktivaciji stvrdnjavanja smole (9).

#### 2.1.4. Ostale komponente

U ostale komponente kompozitnih materijala ubrajaju se: inicijatori polimerizacije, inhibitori polimerizacije te apsorberi UV-zraka.

Kao najčešći inicijatori polimerizacije kod kemijsko stvrdnjavajućih kompozita upotrebljavaju se benzoil-peroksid i tercijarni amini. Oni služe kao izvori slobodnih radikala. Kod svjetlosno stvrdnjavajućih kompozita najupotrebljiviji je inicijator kamforkinon, čiji je maksimum apsorpcije na 468 nm. Kao fotoinicijatori još se koriste fenilpropanon (PPD) s maksimumom apsorpcije od 410 nm, lucirin TPO s maksimumom apsorpcije od 385 nm, Irgacure 819 s maksimumom apsorpcije od 379 nm te Ivocerin s maksimumom apsorpcije od 408 nm (6).

Inhibitori polimerizacije materijali su koji sprječavaju samoočvršćivanje kompozitnog materijala pri danjem svjetlu ili svjetlu reflektora. Najčešće su korišteni inhibitori hidrokinon i monometil-eter (7).

Apsorberi UV zraka dodaju se radi postojanosti boje kompozita pri izlaganju UV svjetlosti. Najčešće se rabi 2-hidroksi-4-metkosi-benzofenon (7).

## 2.2. Podjela kompozitnih materijala

Kompozitni materijali najčešće se klasificiraju prema veličini čestica punila, a moguće su podjele i prema kliničkoj primjeni, viskoznosti, boji i transparentnosti te prema broju komponenti to jest načinu polimerizacije (9).

1. Prema veličini čestica, kompoziti se dijele na:

- Tradicionalne kompozitne materijale (makropunjeni) – sadrže 70 – 80 % punila, veličine čestica 20 – 50  $\mu\text{m}$ . Glavni im je nedostatak hrapavost i promjena boje ispuna.
- Mikropunjene kompozitne materijale – sadrže 35 – 50 % punila, veličine čestica 0,04 – 5  $\mu\text{m}$ . Imaju izvrsna estetska svojstva i visoku poliranost, ali nedostatak su im slabija fizičko-mehanička svojstva zbog manjeg udjela punila.

- Hibridne kompozitne materijale – sadrže 70 – 77 % punila, veličine čestica 0,04 – 5  $\mu\text{m}$ . Svojstva su im između konvencionalnih i mikropunjenih kompozita.
- Nanohibridne kompozitne materijale – sadrže 58 – 71 % punila, veličine čestica 0,015 – 0,05  $\mu\text{m}$ . Imaju poboljšana mehanička i estetska svojstva u odnosu na mikrohibridne kompozitne materijale (7).

2. Prema kliničkoj primjeni, kompoziti mogu biti:

- Kompoziti za pečačenje fisura – sadrže nizak udio punila, a na jetkanu caklinu stavljaju se bez prethodne aplikacije adheziva.
- Visokoviskozni materijali za direktne ispune – za prednje zube najčešće se upotrebljavaju kompoziti s mikropunilima, dok se u stražnjoj regiji više koriste hibridni kompoziti zbog svojih boljih mehaničkih svojstava. Univerzalni kompoziti (mikrohibridni i nanohibridni) mogu se primjenjivati i u prednjem i u stražnjem području zbog zadovoljavajućih estetskih i mehaničkih svojstava.
- Kompoziti za izradu bataljaka – koriste se u fiksnoj protetici kao potpora krunici.
- Ormoceri – sadrže i organski i anorganski matriks. Monomeri su bolje uključeni u sastav matriksa i time je smanjeno njihovo naknadno otpuštanje.
- Tekući kompoziti – sadrže niži udio anorganskog punila te ih karakteriziraju niska viskoznost i niži modul elastičnosti. Preporučuje se upotrebljavati ih u III. i V. razredu, za minimalno invazivne preparacije te kao podlogu koja djeluje kao amortizirajući sloj koji smanjuje naprezanje nastalo djelovanjem okluzijskog opterećenja, dok ih se ne preporučuje upotrebljavati u područjima visokog žvačnog tlaka (9).

3. Prema viskoznosti, kompoziti se dijele na:

- kompozitni materijal za preventivno pečačenje jamica i fisura
- tekući kompozitni materijal
- kompozitni materijal visoke viskoznosti (9).

4. Prema boji i transparentnosti, kompozitni materijali dijele se na:

- dentinske boje – opakne, neprozirne boje poput dentina

- caklinske boje – imaju translucenciju cakline
- transparentne boje – za incizalne bridove i vrhove kvržica
- cervikalne boje – za ogoljene zubne vratove
- posebne boje – pigmenti (9).

5. Prema broju komponenti / načinu polimerizacije, dijele se na:

- dvokomponentne sustave (kemijski polimerizirajući)
- jednokomponentne sustave (svjetlosno polimerizirajući) (9).

### **2.3. Svojstva kompozitnih materijala**

Zbog vrlo promjenjivih uvjeta unutar usne šupljine kompozitni materijali moraju imati vrlo povoljna fizičko-mehanička svojstva kako bi bili dugotrajniji. Razlikuje se više različitih fizičko-mehaničkih svojstava, a to su: čvrstoća, tvrdoća, elastičnost, otpornost na savijanje, kidanje i torziju, trošenje, toplinska i električna provodljivost, polimerizacijsko skupljanje, termička i hidroskopska ekspanzija. Poželjno je da čvrstoća, tvrdoća i elastičnost budu što više, a trošenje, toplinska i električna vodljivost što niže. Najnepoželjnija su svojstva kompozitnih materijala: hidroskopska i termička ekspanzija te polimerizacijsko volumetrijsko skupljanje. Toplinsko širenje zbog stalnih temperaturnih promjena unutar usne šupljine ovisi o koeficijentu toplinskog širenja materijala te je čvrsto povezano s polimerizacijskim skupljanjem (9). Hidroskopsko širenje javlja se zbog apsorpcije vode u usnoj šupljini, uz koju se javlja i obojenje materijala te rubna pukotina koja omogućuje bakterijama prodor prema pulpi (8).

#### **2.3.1. Polimerizacijsko skupljanje materijala**

Stvrđavanje kompozitnog materijala praćeno je i njegovim skupljanjem. Problem samog skupljanja jest njegov utjecaj na rubni integritet ispuna te mogući nastanak rubne pukotine i nastanak sekundarne karijesne lezije kao posljedice kolonizacije bakterija (13, 14) te neuspjeh same restauracije (15, 16, 17). I drugi se problemi povezuju s polimerizacijskim skupljanjem materijala: iritacija pulpe, postoperativna preosjetljivost tijekom žvakanja (18), defleksija



kvržica u slučaju visokog C-faktora (19, 20). Do loma veze između ispuna i zuba doći će ako jačina skupljanja premaši čvrstoću adhezivne veze (15, 16, 17). Vrlo važnu ulogu u skupljanju materijala tijekom polimerizacije ima polimerizacijski stres. On je proporcionalan polimerizacijskom skupljanju i krutosti materijala. Tečenje materijala svojstvo je kompozita koje može kompenzirati stres tijekom skupljanja, ali ono je moguće samo kod slobodnih, nevezanih površina. Zbog toga stres kod adhezivnih restauracija ovisi i o vrsti i veličini kaviteta. Kod polimerizacijskog skupljanja važno je spomenuti i konfiguracijski faktor (C), koji je definiran kao odnos između vezanih i nevezanih površina restauracije (21). Konfiguracijski faktor najniži je kod IV. razreda, a visok je kod I., II. i III. te povremeno kod V. razreda. Kako bi se smanjio visoki polimerizacijski stres, poželjno je u kavitetima s nepovoljnim konfiguracijskim faktorom postaviti podloge od elastičnijeg materijala, poput tekućeg kompozita ili staklenoionomernih cemenata (22, 23).

Kompozitni materijali tijekom polimerizacije skupljaju se između 1,35 i 7,1 % zbog skupljanja monomera, ali najčešće su vrijednosti 1 – 3 %. Hibridni i mikropunjeni kompoziti imaju gotovo jednako skupljanje koje iznosi oko 3 % (5). Iako mikropunjeni materijali imaju manji udio punila od hibridnih, ne skupljaju se više od hibridnih zato što sadrže prepolimerizirane čestice (4). Dugo se smatralo da se prvo stvrdnjavaju kompozitne smole bliže izvoru svjetla, ali novija istraživanja pokazala su da smjer skupljanja više ovisi o konfiguraciji preparacije i kvaliteti adhezivne sveze između ispuna i tvrdih zubnih tkiva nego o položaju izvora polimerizacijskog svjetla (24).

#### **2.4. Mehanizam stvrdnjavanja materijala**

Kompozitni materijali stvrdnjavaju se pretvorbom molekula monomera u makromolekule polimera križnim povezivanjem stvarajući pritom mrežu u kojoj se uklješte čestice anorganskog punila. Stvrdnjavanje kompozita odvija se radikalskom polimerizacijom u tri stupnja:

1. inicijacija – homolitičkom razgradnjom fotoinicijatora dolazi do oslobađanja primarnog radikala, koji adicijskom reakcijom s monomerom stvara novi slobodni radikal

2. rast ili propagacija lančane reakcije – uzastopna adicija velikog broja molekula monomera uz nastanak makromolekularnih radikala, pri čemu se na svakom kraju lanca monomera nalazi slobodni radikal
3. zaustavljanje ili terminacija rasta makromolekula – međusobnom reakcijom makroradikala gubi se radikalski karakter makromolekule te nastaje stabilna molekula (25).

Prva faza polimerizacije kompozitnih materijala naziva se još i pregelacijska faza. Tijekom te faze materijal može kontrolirati i kompenzirati polimerizacijsko skupljanje (9). Organska matrica nalazi se u viskozno plastičnom obliku, što omogućuje tečenje materijala i pomicanje monomera u organskoj matrici. Nakon pregelacijske faze daljnjom polimerizacijom dolazi se do gel-točke, u kojoj se događa homogenizacija materijala i prestaje bilo kakvo tečenje materijala (9). Dolaskom do gel-točke kretanje molekula unutar materijala ne može spriječiti skupljanje. Pregelacijska faza određuje ukupno skupljanje materijala. Za pojavu napetosti i naprezanja odgovorna je poslijegelacijska faza (9).

#### **2.4.1. Način aktivacije kompozita**

Polimerizacija kompozita može biti aktivirana kemijskim ili svjetlosnim putem. Kemijski aktivirane kompozitne smole dvokomponentni su materijali kod kojih se u jednoj pasti nalazi tercijarni amin kao aktivator, a u drugoj benzoil-peroksid kao inicijator. Miješaju se ručno i porozni su jer pri tome dolazi do inkorporacije zraka u materijalu (8).

Svjetlosno aktivirani kompoziti u svom sastavu sadrže zajedno fotoinicijator i tercijarni amin. Maksimalni apsorpcijski spektar fotoinicijatora je različit (385 nm lucirin TPO – 468 nm kamforkinin). Pri ekspoziciji svjetlu fotoinicijator prelazi u pobuđeno stanje. On uzima elektron od amina, pri čemu se stvaraju slobodni radikali, koji zatim iniciraju proces polimerizacije. U kompozitima su prisutni i inhibitori kako bi osigurali stabilnost materijala na svjetlu (8).

Prednosti su svjetlosno aktivirajućih kompozita u odnosu na kemijsko aktivirajuće: manja poroznost, veći stupanj konverzije, duže vrijeme rukovanja, veća stabilnost boje i ušteda vremena. Nedostaci svjetlosno aktivirajućih kompozita jesu: nejednolična polimerizacija,

opadanje stupnja konverzije s obzirom na dubinu i teži prodor svjetla u duboke dijelove kaviteta (8).

#### 2.4.2. Izvori svjetla za polimerizaciju

U dentalnoj medicini koriste se uređaji za svjetlosnu polimerizaciju kompozita. Među prvima su se počeli koristiti konvencionalni uređaji s halogenim žaruljama koje su emitirale bijelu svjetlost valne duljine 400 – 540 nm. Ti uređaji zbog velikih valnih duljina uzrokovali su pretjerano zagrijavanje materijala (26).

U novije vrijeme proizvode se halogene žarulje s plavim svjetlom, početnog nižeg intenziteta, nakon čega slijedi viši intenzitet. Nazivaju se *soft-start* uređaji, a njihova je prednost nad konvencionalnim uređajima u tome što osiguravaju bolji rubni integritet. Razlog je tome početno sporije polimerizacije smole, pri čemu se osigurava tečenje kompozitnog materijala tijekom početne faze polimerizacije, a sve to smanjuje polimerizacijski stres (27). Razlikuju se tri vrste *soft-start* halogenih uređaja:

1. dvostupanjska polimerizacija – razdoblje niskog početnog intenziteta (100 – 200 mW/cm<sup>2</sup>, nakon čega slijedi period visokog intenziteta (600 – 800 mW/cm<sup>2</sup>)
2. eksponencijska polimerizacija – počinje s niskim intenzitetom i povećava se postupno do konačnog visokog intenziteta
3. pulsno odgođena polimerizacija – emitira svjetlo u kratkim vremenskim intervalima (28).

Kako bi se omogućila brža polimerizacija, u upotrebu su uvedene halogene žarulje visokog intenziteta (1000 – 2000 mW/cm<sup>2</sup>). Osim njih, još se koriste i argonski laser te plazma-uređaj kao izvori svjetla visokog intenziteta. Kod njih je problem prebrzo stvrdnjavanje kompozita, što uzrokuje nastanak pukotine među vezanim površinama (29, 30).

Najnoviji uređaji za svjetlosnu polimerizaciju temelje se na plavim diodama (LED – engl. *light emitting diode*, hrv. svjetlosno emitirajuće diode). U odnosu na halogene uređaje, LED polimerizacijske lampe imaju nekoliko prednosti. Prvo, emitiraju svjetlost uske valne duljine 450 – 490 nm s maksimumom na 460 nm. To je izvrsno za materijale koji u sebi sadrže fotoinicijator kamforkinon. Budući da emitiraju svjetlost uske valne duljine, za njihov rad nije potrebna velika snaga, već je dovoljna baterija. To omogućava proizvodnju malih i lako

prenosivih uređaja. Vijek trajanja im je deset puta duži jer kod njih ne dolazi do oštećenja filtera, bulbosa i reflektora kao kod halogenih uređaja. Uz to još proizvode znatno nižu temperaturu (8). Danas se proizvode LED lampe širokog spektra valne duljine (380 nm – 515 nm) (31).

U posljednje vrijeme sve se više primjenjuju lampe visoke jakosti kako bi se ubrzao proces polimerizacije koji tad iznosi 3 – 5 s. Stomatolozi vrlo često griješe prilikom korištenja polimerizacijskih lampi. Naime, često ne obraćaju pozornost na jačinu same lampe, dužinu trajanja osvjetljavanja, udaljenost same lampe od ispuna te kut pod kojim je lampa postavljena. Ako se ne poštuju sva ta pravila, neće doći do uspješne polimerizacije materijala (32).

## **2.5. Biološki odgovor tkiva na kompozitne materijale**

U usnu šupljinu mogu biti otpuštene brojne komponente iz kompozitnih materijala. Postoje dva osnovna mehanizma otpuštanja supstanci:

1. Nevezani monomer i/ili dodaci mogu se otpuštati nakon polimerizacije.
2. S vremenom dolazi do degradacije ili erozije kompozita, pri čemu se otpuštaju pojedine komponente (33).

Degradacija polimera najčešće događa se hidrolizom ili katalizom uzrokovanom enzimima, pri čemu dolazi do pretvorbe polimera u oligomere te na kraju oligomera u monomere. Kod erozije dolazi do gubitka materijala iz polimerne strukture. Apsorpcija vode može utjecati na kemijsku degradaciju polimera i lom lanaca na oligomere i monomere (34). Dobrim biokompatibilnim smolama unutar kompozita mogu se smatrati Bis-GMA/TEGDMA smole te 4-META/MMA, dok 2-hidroksietil-metakrilat (HEMA) ne pokazuje dobru biokompatibilnost (9).

Nuspojave kompozitnih materijala mogu biti posljedica toksičnih ili alergijskih reakcija u sustavnom ili lokalnom obliku. Na oralnoj sluznici mogu se pojaviti lokalne iritacije mukoze, pri čemu dolazi do proliferacije epitela i lihenoidne reakcije. Sustavne su reakcije rijetkost, ali zabilježene su reakcije preosjetljivosti. U području pulpe može doći do pojave hiperemije ili nekroze (35).

Kako bi se izbjegle sve te neželjene nuspojave, potrebno je dovoljno dugo polimerizirati materijal, pratiti ispravnost polimerizacijskih uređaja te paziti na udaljenost držanja uređaja u odnosu na materijal tijekom njegove polimerizacije (9).

### **3. BULK KOMPOZITNI MATERIJALI**

Bulk kompoziti vrsta su kompozitnih materijala koji se postavljaju u kavitet zuba u debljini od 4 do 5 mm (3). Spomenuti materijali razvili su se zbog potrebe da se ubrza proces izrade kompozitnih ispuna, s obzirom na to da se konvencionalni kompoziti ne bi trebali postavljati u kavitet u slojevima od 2 mm. Koriste za izradu ispuna na stražnjim zubima, a iako su translucetniji od konvencionalnih kompozita, dobro imitiraju boju zuba te im se fizičko-mehanička svojstva gotovo ne razlikuju u usporedbi s konvencionalnim kompozitima (36, 37).

### **3.1. Podjela bulk kompozitnih materijala**

*Bulk-fill* kompozitni materijali dijele se na:

1. niskoviskozne
2. viskoviskozne
3. sonično aktivirane
4. vlaknima ojačane

Niskoviskozni bulk kompozitni materijali prvi su se pojavili na tržištu. Njihova je konzistencija vrlo slična tekućim kompozitima, a budući da nemaju zadovoljavajuća fizičko-mehanička svojstva da bi se primjenjivali u većim kavitetima, na mjestima velikih okluzalnih sila, potrebno ih je obično prekriti s još dodatna 2 mm hibridnog kompozita (3). Najčešće se upotrebljavaju kao baze u kavitetima u stražnjoj regiji. Najpoznatiji su predstavnici: Filtek™ BulkFill Flowable (3M ESPE, St. Paul, SAD); Venus® BulkFill (Heraeus Kulzer, Hanau, Njemačka); x-tra base (VOCO, Indian Land, SAD); SDR (Dentsply, Konstanz, Njemačka) (38). Niskoviskozni bulk kompoziti dobro se adaptiraju na stijenke kaviteta te se time onemogućuje stvaranje mjehurića zraka i mjesta koja su nepokrivena materijalom. Zbog svoje niske viskoznosti materijal stvara jedan ravan sloj u kavitetu te nije potrebno koristiti nabijače ili koji drugi stomatološki pribor kako bi se poravnao materijal. Upotrebom tog materijala nije potrebno koristiti druge podloge. Vrlo se brzo i lako unosi u kavitet zuba te se time štedi vrijeme (3).

Viskoviskozni bulk kompoziti, za razliku od niskoviskoznih materijala, ne zahtijevaju dodatni sloj klasičnog kompozitnog materijala na svojoj površini jer imaju zadovoljavajuća fizičko-mehanička svojstva. Taj je materijal potrebno nabijačem ili nekim drugim

instrumentom dobro prilagoditi stijenkama kaviteta, inače će na dnu ili kutovima kaviteta ostati dio koji nije prekriven materijalom, što kasnije može uzrokovati probleme. Osim toga, budući da viskoviskozni materijal ne treba biti prekriven hibridnim materijalom, to može donekle utjecati na estetiku ispuna jer su bulk materijali translucetniji od konvencionalnih kompozita. Predstavnici su Tetric Evoceram®Bulkfill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) i x-tra fil (VOCO, Indian Land, SAD) (1) te 3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M, St. Paul, SAD) (39).

Sonično aktivirani bulk kompoziti podvrsta su viskoviskoznih bulk materijala koji podrazumijevaju primjenu ultrazvučnog instrumenta KaVo. Upotrebom spomenutog nastavka snižava se viskoznost materijala te je omogućeno njegovo lakše unošenje u kavitet i bolja adaptacija kavitetu. Za razliku od ostalih bulk kompozita čija maksimalna debljina sloja iznosi 4 mm, kod sonično aktiviranih ona iznosi 5 mm. Predstavnik je SonicFill™ (Kerr Co, Orange, SAD) (38).

Glavni je predstavnik vlaknima ojačanih bulk kompozita everX posterior (GC Co, Tokyo, Japan), (Slika 1). Taj materijal koristi se kao zamjena za dentinsko tkivo te ga je potrebno prekriti dodatnim slojem konvencionalnog kompozita. Materijal se sastoji od kratkih E-staklenih vlakana koja su raspoređena u različitim smjerovima te organskog matriksa koji čine Bis-GMA, TEGDMA te polimetil-metakrilat (PMMA), a taj specifični sastav organske matrice omogućuje stvaranje poluinterpenetrirajuće polimerne mreže (engl. *semi-interpenetrating polymer network*, semi-IPN). Vlakna unutar kompozita pojačavaju kompozitni ispun kod velikih kaviteta te uz to sprječavaju i zaustavljaju širenje pukotina unutar ispuna. Smanjeno je polimerizacijsko skupljanje materijala jer vlakna doprinose smanjenju skupljanja u smjeru njihove orijentacije (40). Indikacije primjene za taj materijal jesu veliki kaviteti u stražnjoj regiji usne šupljine, kod vitalnih i avitalnih zuba, duboki kaviteti, kaviteti nakon uklanjanja većih amalgamskih restauracija, kaviteti kod kojih nedostaju kvržice zuba te kaviteti kod kojih bi bila indicirana izrada indirektnih ispuna.





Slika 1. everX Posterior (GC, Tokyo, Japan).

### **3.2. Dubina polimerizacije bulk kompozita**

Za razliku od ostalih kompozitnih materijala, kod bulk kompozitnih materijala moguće je stavljati materijal u kavitet zuba u debljim slojevima. Ta debljina sloja iznosi 4-5 mm, za razliku od uobičajenih slojeva od 2 mm kod ostalih kompozitnih materijala. Kako bi bilo moguće postavljanje materijala u debljim slojevima, uvedene su određene modifikacije kod bulk kompozita. Među tim promjena treba izdvojiti: povećanu translucenciju materijala, poboljšan fotoinicijator te promjenu veličine čestice punila unutar materijala (1).

Bulk kompozitni materijali imaju vrlo visoku translucenciju. Kod translucentnijih materijala bolja je prodornost polimerizacijskog svjetla nego kod opaknijih materijala (41). Među bulk kompozitima svojom se visokom translucencijom posebice ističu niskoviskozni bulk kompozitni materijali. Međutim, translucencija utječe na estetski izgled materijala, ali kod niskoviskoznih materijala to ne predstavlja problem kao kod viskoviskoznih koji se ne prekrivaju okluzalno slojem konvencionalnog kompozita (1).

Konvencionalni kompozitni materijali sastoje se od visokog udjela malih čestica anorganskog punila. Zbog toga dolazi do odbijanja svjetlosti na površini materijala te njihova raspršivanja između čestica. To predstavlja ograničavajući čimbenik za polimerizaciju debljih slojeva materijala. Stoga je debljina sloja kod konvencionalnih materijala ograničena na 1,5 – 2 mm. Kod bulk kompozitnih materijala nešto je manji udio anorganskog punila te su čestice punila veće, čime se smanjuju lom i refleksija svjetlosti te se povećava njezina apsorpcija (42).

Vrlo važnu ulogu u dubini polimerizacije ima i sam fotoinicijator. Jedan od poznatijih fotoinicijatora jest Ivocerin, koji se koristi kod kompozita Tetric EvoCeram Bulk Fill. Taj je fotoinicijator temeljen na germaniju te ima izvrsna svojstva apsorpcije svjetla (43). Reaktivniji je od kamforkinona te će nakon obasjavanja materijala polimerizacijskom lampom doći do veće reaktivnosti fotoinicijatora, koja omogućuje polimerizaciju debljih slojeva (6).

Za uspješnu polimerizaciju potrebne su nam odgovarajuće polimerizacijske lampe. Kod bulk kompozita najčešće se koriste halogene lampe koje emitiraju svjetlo jačine od barem 1000 mW/cm<sup>2</sup> u trajanju od minimalno 10 s ili LED lampe jačine od 550 mW/cm<sup>2</sup> minimalno 20 s (9).

Iako se bulk kompoziti postavljaju u debljim slojevima za razliku od konvencionalnih, prema nekim istraživanjima oni ipak imaju manji polimerizacijski stres (36).

### **3.3. Polimerizacijsko skupljanje bulk kompozita**

Prilikom polimerizacije kompozitnog materijala dolazi do križnog povezivanja monomera u polimerne makromolekule. Tijekom te reakcije dolazi do kontrakcije, odnosno polimerizacijskog skupljanja materijala. Nekoliko čimbenika utječe na polimerizacijsko skupljanje, a to su: volumen postavljenog materijala, konfiguracijski faktor, tehnika postavljanja materijala, modul elastičnosti te brzina i stupanj polimerizacije kompozitnog materijala (43). Kod bulk kompozitnih materijala pokušalo se na različite načine smanjiti kontrakciju i polimerizacijsko skupljanje materijala

Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), (Slika 2.) spada u skupinu nanohybridnih kompozitnih materijala i njegovo skupljanje iznosi 1,9 %, za razliku od konvencionalnih kompozita čije skupljanje iznosi 3 – 3,5 % (1). Postavlja se u slojevima debljine do 4 mm te

se preporučuje obasjavanje LED svjetlom minimalne jačine od 550 mW/cm<sup>2</sup>. Za njegov niski postotak kontrakcije zaslužni su prije svega prepolimerizirane čestice stakla te tzv. *shrinkage stress reliever* (hrv. smanjivač stresa tijekom skupljanja), koji značajno smanjuje polimerizacijski stres i kontrakciju te ima vrlo nizak modul elastičnosti (10 GPa) (6, 43).



Slika 2. Tetric Evoceram®Bulkfill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

SDR – engl. *smart dentin replacement*, hrv. „pametna“ zamjena za dentin (Dentsply DeTrey, Konstanz, Njemačka) jest *bulk-fill* kompozitni materijal vrlo sličan tekućem kompozitu i služi za zamjenu dentinskog tkiva. Njegovo skupljanje iznosi 3,5 % i po tome se ne razlikuje mnogo od drugih tekućih kompozita, ali zahvaljujući posebnom modulatoru polimerizacijski stres smanjen je na 1,5 MPa (43), za razliku od tekućih kompozita čiji stres iznosi 4 MPa. Namijenjen je za izradu podloga u kavitetima kod stražnjih zubi. Nanosi se u slojevima debljine od 4 mm te se osvjetljuje LED polimerizacijskom lampom (550 mW/cm<sup>2</sup>) 20 sekundi. Taj se materijal temelji na UDMA (uretandimetakrilatu) te je u njega ugrađen modulator koji utječe na razvoj i brzinu stvaranja polimerne mreže, pri čemu se produžuje pregelacijska faza i time smanjuje polimerizacijski stres (43, 44).

3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M, St. Paul, SAD), (Slika 3.) nanohibridni je bulk kompozitni materijal koji u svom sastavu sadrži dvije važne komponente za smanjenje

polimerizacijskog stresa i skupljanja, a to su adicijski fragmentacijski monomer (AFM, engl. addition fragmentation monomer, hrv. adicijski fragmentacijski monomer) te aromatski uretanski dimetakrilat (AUDMA, engl. aromatic urethane dimethacrylate, hrv. aromatski uretan dimetakrilat). AFM je smola koja omogućuje da se središnje skupine tijekom polimerizacije mogu fragmentirati kako bi se ublažio stres. Fragmenti se mogu ponovno polimerizirati u stanju nižeg stresa. AUDMA je veći monomer od monomera koji se nalaze u UDMA te ograničava broj mjesta za skupljanje, što smanjuje stres i skupljanje tijekom polimerizacije (39).



Slika 3. 3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M, St. Paul, SAD).

### 3.4. Fizičko mehanička svojstva bulk kompozita

U većini provedenih istraživanja bulk kompozitni materijali imaju jednaka ili malo slabija fizičko-mehanička svojstva od konvencionalnih kompozita, ali bolja od tekućih kompozita (45).

Pod tim svojstvima prvenstveno se misli na tvrdoću, modul elastičnosti te na otpornost na savijanje. Glavni razlog slabijih fizičko-mehaničkih svojstava bulk kompozita u usporedbi s konvencionalnim kompozitima jest udio anorganskog punila. Naime, kod bulk kompozita

smanjen je udio anorganskog punila unutar materijala kako bi se što uspješnije polimerizirali dublji slojevi ispuna, ali s druge strane to može donekle negativno utjecati na fizičko-mehanička svojstva materijala (45).

Najbliža fizičko-mehanička svojstva konvencionalnim nanohibridnim kompozitima, a posebice otpornost na savijanje i tvrdoću, ima Sonicfill System bulk kompozit, dok SDR bulk kompoziti imaju najlošija svojstva (46). Zbog toga se spomenuti bulk kompoziti, kao i ostali niskoviskozni kompoziti, ne mogu ostaviti na okluzalnim površinama, nego ih je potrebno dodatno prekriti s 2 mm nanohibridnoga sloja kako bi se omogućila dugotrajnost ispuna (45, 46). Površinska mikrotvrdoća u korelaciji je s Youngovim modulom elastičnosti i viskoznosti. Viskoznost je povezana s organskom matricom koja se koristi u materijalima. Zamijećeno je da materijali u čijem se sastavu nalazi Bis-GMA imaju veću tvrdoću jer je ta smola viskozija od primjerice UDMA (42). Bis-GMA smolu imaju x-tra fil (XTF) te x-tra base (XB) (42).

### **3.5. Estetska svojstva bulk kompozita**

Ideal svakog novijeg stomatološkog materijala koji se koristi u ordinaciji jest da se njegova primjena uopće ne primijeti, odnosno da pacijent teško razlikuje ispun od svoga prirodnog zuba. Kompozitni materijali, kao i bulk kompozitni materijali, predstavljaju velik iskorak u estetici u odnosu na amalgamske ispune. No kad se procjenjuju estetska svojstva samih kompozitnih materijala, kod bulk kompozita problem, u odnosu na ostale materijale, predstavlja velika translucencija koja omogućuje bolji prodor svjetla. Većina bulk kompozita dolazi u bojama A1, A2 i B1 (32).

U novije vrijeme 3M je osmislio novi proizvod, FiltekOne Bulk Fill, koji je opakniji od ostalih, ali pritom je i dalje moguća polimerizacija dubljih slojeva materijala. Tom opaknošću ispun se približio konvencionalnim kompozitnim materijalima prema estetici, a uz to, taj materijal temeljen na nanotehnologiji ima izvrsna fizičko-mehanička svojstva (39).

### **3.6. Indikacije za primjenu bulk kompozita**

Prva primjena bulk kompozitnih materijala bila je za stražnje zube u kavitetima I. ili II. razredu po Blacku. Međutim, napretkom i razvojem novih materijala, čija se svojstva poboljšavaju, proširile su se i indikacije za njihovu primjenu (32).

Bulk kompoziti mogu se još koristiti u:

- direktnoj restauraciji prednjih zubi
- izradi podloga ispod direktnih restauracija
- izgradnji jezgre kao pripreme za brušenje i postavljanje krunice
- izradi splinta
- indirektnim ispunima
- cervikalnim kavitetima (47).



Razvojem i otkrićem novih materijala u dentalnoj medicini stalno su se poboljšavala estetska i fizičko-mehanička svojstva koja olakšavaju rad s materijalima, ali i osiguravaju funkcionalnost, estetiku i dugotrajnost restauracija. Važno otkriće u dentalnoj medicini bio je pronalazak organske matrice, a nakon njezina pronalaska uslijedio je brz razvoj kompozitnih materijala. Kompozitni materijali s vremenom su gotovo u potpunosti zamijenili amalgam. Međutim, kao i ostali materijali, i kompozit ima određene nedostatke. Velik nedostatak svakako predstavlja složen i dugotrajan proces izrade kompozitnog ispuna, stoga je cilj bio pojednostaviti i ubrzati primjenu kompozita. Početkom 21. stoljeća otkriven je bulk kompozit (1). Njegova je velika prednost u odnosu na konvencionalni kompozit mogućnost postavljanja materijala u slojevima debljine 4 – 5 mm naspram 2 mm. Međutim, osim sporije izrade restauracije, postavljanje kompozita u slojevima od 2 mm nosi određen rizik od inkorporacije mjehurića zraka ili onečišćenja između slojeva kompozita (48).

Bulk kompozitni materijali translucentniji su u usporedbi s konvencionalnim kompozitima kako bi se omogućio lakši prodor polimerizacijskog svjetla (41). Prema nekim istraživanjima, određeni bulk kompoziti imaju manji polimerizacijski stres u usporedbi s klasičnim kompozitima iako se postavljaju u debljim slojevima (36, 49). Kao razlog tome navodi se specifičan sastav, primjerice *shrinkage stress reliever* kod Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Scahaan, Liechtenstein) (6) ili AFM (engl. *addition fragmentation monomer*, hrv. adicijski fragmentacijski monomer) i AUDMA (AUDMA – engl. *aromatic urethane dimethacrylate*, aromatski uretanski dimetakrilat) monomera unutar 3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative (3M, St. Paul, SAD) (39) ili kratka E-staklena vlakna kod everX Posterior (GC, Tokio, Japan) (50).

Iako su svojstva bulk kompozitnih materijala u teoriji idealna, spomenuti materijali u kliničkoj su primjeni relativno kratko vrijeme da bi se potvrdila sva njihova pozitivna svojstva. Od otkrića *bulk-fill* kompozitnih materijala provode se istraživanja *in vivo* te *in vitro* kako bi se pokušalo utvrditi kako se materijal ponaša u određenim situacijama i koja su njegova svojstva.

Jedno od najčešće provedenih ispitivanja kod bulk kompozita bilo je istraživanje prodora polimerizacijskog svjetla kroz materijal te njegovih fizičko-mehaničkih svojstava nakon polimerizacije.

Benneti i sur. (36) u svom su istraživanju između ostalog ispitivali dubinu stvrdnjavanja bulk kompozita te su došli do zaključka da svi bulk kompoziti (Venus Bulk Fill, x-tra base te SDR)



osim Sonicfill i Tetric Evocream Bulk Fill imaju zadovoljavajuću polimerizaciju na dubini od 4 mm. Kod Sonicfill bulk kompozita, iako se prema uputama proizvođača može zadovoljavajuće polimerizirati u slojevima debljine od 5 mm, u ovom istraživanju prosječna dubina stvrdnjavanja iznosila je 3,34 mm (36). Niskoviskozni materijali pokazali su bolju dubinu stvrdnjavanja od viskoviskoznih (36).

Miletić i sur. (51) istražili su odnos dubine polimerizacije i tvrdoće materijala. Naime, materijal bi trebao imati 80 % posto tvrdoće na svom dnu u odnosu na vrh materijala nakon polimerizacije (51). U istraživanju su zaključili da Tetric EvoCeram Bulk Fill ("TEC Bulk," Ivoclar Vivadent), SonicFill (Kerr), SDR Smart Dentin Replacement ("SDR," Dentsply), Xenius base ("Xenius," StickTech, GC), Filtek Bulk Fill flowable ("Filtek Bulk," 3M ESPE) imaju zadovoljavajuću tvrdoću na dnu ispuna, odnosno ona premašuje 80 % (51). Također, u svom su ispitivanju utvrdili da je niskoviskozne bulk kompozite dovoljno polimerizirati 10 s, za razliku od viskoviskoznih koje je potrebno polimerizirati 20 s kako bi postigli zadovoljavajuću tvrdoću (51).

Giannini i sur. (52) u svom su laboratorijskom istraživanju nastojali otkriti svjetlosnu propustljivost bulk materijala te njegove karakteristike. Mjerili su propustljivost svjetla na svakih milimetar materijala, a uz to i modul savijanja te čvrstoću na savijanje. Istraživanje je pokazalo da se prijenos svjetlosti smanjuje kako se povećava debljina materijala (52). Također je smanjen i modul savijanja u dubljim slojevima. U to istraživanje bio je uključen i jedan konvencionalni kompozitni materijal te je dokazano da su kroz takav materijal smanjeni prijenos svjetlosti i čvrstoća na savijanje u dubljim slojevima u odnosu na bulk kompozite kod kojih je čvrstoća na savijanje i dalje ostala sačuvana, iako se smanjuje prijenos svjetla povećanjem debljine kompozita (52).

Istraživanja *in vitro* pokazala su znatno poboljšanje u podnošenju opterećenja, čvrstoći na savijanje i otpornosti na lom kompozitnih materijala ojačanih kratkim E-staklenim vlaknima, poput everX Posterior bulk kompozitnog materijala, u usporedbi s konvencionalnim kompozitima koji imaju klasične čestice punila (40, 53, 54) Takvi materijali pokazali su i manje polimerizacijsko skupljanje, što za posljedicu ima smanjeno marginalno mikropropuštanje (40). Pokazano je da kod vlaknima ojačanih kompozita dolazi do manjeg polimerizacijskog stresa i skupljanja, kao i mikropropuštanja (55). Dubina polimerizacije tog materijala iznosi 4,6 mm, što je slično ostalim bulk kompozitima (40). Temeljem istraživanja fizičko-mehaničkih svojstava, kompoziti ojačani kratkim staklenim vlaknima predloženi su kao mogući materijal koji može poslužiti kao zamjena za dentin kod većih restauracija, ali uvijek u kombinaciji s 2-3 mm klasičnog kompozita kojim se zatvara okluzalna i sve

postranične stijenke kaviteta zbog osjetljivosti staklenih vlakana na vlagu i kloridne ione, koji im slabe fizičko-mehanička svojstva (56).

Prema spomenutim istraživanjima (36, 40, 51, 56), može se zaključiti da se bulk kompoziti mogu postavljati u slojevima debljine od 4 mm, a da pritom ne dođe do negativnog utjecaja na svojstva koja bi utjecala na kvalitetu materijala, odnosno ispuna.

Vrlo velik problem kod kompozita, pa tako i kod bulk kompozita, predstavlja rubna pukotina, odnosno mikropropuštanje. Dosadašnja istraživanja nisu pokazala neku naročito veliku razliku u rubnoj pukotini između bulk i konvencionalnih kompozita.

Benneti i sur. (36) utvrdili su da je rubna pukotina veća kod x-tra base i Venus Bulk Fill bulk kompozita nego kod konvencionalnih, dok SDR, Tetric EvoCeram Bulk Fill te SonicFill imaju gotovo identičnu rubnu pukotinu konvencionalnim kompozitima. Isto tako su utvrdili da postoji linearna povezanost i ovisnost polimerizacijskog skupljanja te pojave rubne pukotine (36).

Al-Harbi i sur. (57) istraživali su rubnu pukotinu kod pretkutnjaka u gornjoj čeljusti kod kojih je bio postavljen bulk kompozit u II. razredu. Rub ispuna bio je ispod caklinsko-cementnog spojišta. Utvrdili su da niti jedan ispun nema stopostotno brtvljenje (57). Nadalje, uočili su i razliku između spoja materijala s caklinom i cementom – spoj između cakline i materijala pokazuje bolju svezu nego između cementa i materijala (57). Također, kaviteti kod kojih je korištena tehnika *total-etch* pokazali su bolju svezu nego kaviteti sa samojetkajućim adhezivom (57).

U jednom istraživanju znanstvenici su uspoređivali rubnu pukotinu kod konvencionalnih i bulk kompozita pri određenoj dubini kaviteta te su utvrdili da je rubna pukotina gotovo identična kod obaju materijala na određenoj dubini (58). Iz toga se može zaključiti da na rubnu pukotinu veću ulogu ima dubina kaviteta nego vrsta kompozitnog materijala (58).

Vrlo veliku ulogu u nastanku rubne pukotine ima i viskoznost materijala. Prema istraživanju, niskoviskozni te sonično aktivirani bulk kompoziti imaju bolje rubno brtvljenje, odnosno smanjenu mogućnost nastanka rubne pukotine u odnosu na viskoviskozne (59).

U novijim istraživanjima utvrdilo se da noviji niskoviskozni bulk kompoziti imaju manju rubnu pukotinu u odnosu na konvencionalne kompozitne materijale, a to se naročito odnosi na SDR bulk kompozite (60, 61).

Iz navedenih istraživanja može se zaključiti da nema velike razlike u nastanku rubne pukotine između konvencionalnih i bulk kompozita. Na kvalitetu veze između materijala i zuba djelomično utječu: viskoznost materijala, vrsta adheziva, zubno tkivo (caklina, cement ili dentin) i na kraju dubina ispuna (36, 57, 61).

Znanstvenici su također istraživali utjecaj bulk kompozita na ljudsko tkivo, odnosno njegovu biokompatibilnost i toksičnost.

U istraživanju koje su proveli Barga i sur. (62) utvrđivala se citotoksičnost bulk kompozita na fibroblaste iz keratinizirane gingive. Izolarni fibroblasti bili su izloženi bulk kompozitima. Prema istraživanju, ako broj vitalnih stanica padne ispod 70 %, materijal se može smatrati citotoksičnim (63). Rezultati su pokazali da niti jedan od ispitanih bulk kompozita nije citotoksičan (62).

Uz to istraživanje znanstvenici su nastojali utvrditi i genotoksičnost niskoviskoznih bulk kompozita. Postavili su sloj bulk kompozita debljine od 4 mm te su ga osvijetlili 20 i 30 s (64). Zatim su s površine i dna ispuna ostrugali dio materijala te ga izložili ljudskim leukocitima. Istraživanje je pokazalo da bez obzira na dužinu osvjetljavanja niskoviskozni bulk kompoziti ne uzrokuju velika oštećenja, odnosno kromatinske aberacije molekule DNK-a (64).

Iz tih dvaju istraživanja (63, 64) može se zaključiti da se bulk kompoziti mogu vrlo sigurno koristiti bez ikakva straha od toga da mogu loše utjecati na ljudski organizam.

Na kraju preostaje vrlo važno pitanje: koliki je vijek trajanja bulk kompozitnih materijala? Provedeno je više istraživanja u vezi sa spomenutom temom.

Colak i sur. (65) proveli su jednogodišnje ispitivanje u kojem su u II. razredu postavili po četiri različita kompozitna ispuna (Clearfil Photo Posterior, Filtek Bulk-Fill Flowable i Filtek P60, Tetric EvoCeram Bulk-Fill i SonicFill) kod pedeset pacijenata. Među tim kompozitima dva su bulk kompozita, jedan tekući bulk kompozit prekriven slojem konvencionalnog kompozita, a jedan je konvencionalni ispun. Pacijenti su pozivani na kontrolu svaka tri mjeseca tijekom jedne godine (65). Na kraju istraživanja utvrđeno je da niti jedan kompozitni ispun nakon godinu dana nema promjena u svojstvima materijala (65).

U dvogodišnjoj studiji kod 111 pacijenata postavljen je nanohibridni bulk kompozit SonicFill (Kerr) u kavitetima II. razreda (66). Nakon dvije godine niti jedan zub s ispunom nije imao sekundarni karijes, a samo je jedan zub morao ići u endodontski zahvat nakon restauracije, te

je uspješnost ispuna iznosila 99,1 %. Kod osam pacijenata dogodila se promjena boje ispuna unutar 6 mjeseci od njegova postavljanja (66).

U petogodišnjoj studiji koju su proveli van Dijken i sur. (67) kod 86 osoba postavljene su dvije različite restauracije I. ili II. razreda. Jedan ispun bio je bulk kompozit (SDR) koji je postavljen u debljini od 4 mm i na njega je na kraju postavljen nanohibridni kompozit (Cream X mono), a u drugom kavitetu postavljen je u slojevima debljine od 2 mm već spomenuti nanohibridni kompozit. Pacijenti su dolazili na kontrolu svakih godinu dana te ni kod jednog pacijenta nije utvrđena postoperativna preosjetljivost. Na kraju studije deset restauracija bilo je neuspješno zbog loma zuba ili sekundarnog karijesa (6 ispuna s nanohibridnim kompozitom i 4 s SDR bulk) te je zaključeno da je godišnja stopa neuspjeha kod bulk kompozita za I. i II. razred bila 1,1%, a za nanohibridni kompozit 1,3 %, bez statistički značajne razlike (67).

Iz svih navedenih istraživanja (65, 67), može se zaključiti da gotovo i nema razlike u dugotrajnosti i kvaliteti kada se uspoređuju restauracije izrađene od konvencionalnih i bulk kompozitnih materijala.



Bulk kompoziti jedna su od većih inovacija u razvoju kompozitnih materijala u dentalnoj medicini. Fizičko-mehanička svojstva bulk kompozita gotovo se i ne razlikuju u usporedbi sa svojstvima konvencionalnih kompozitnih ispuna, a osnovna im je prednost kraće vrijeme potrebno za izradu ispuna u stražnjoj regiji.



1. Manhart J, Hickel R. «Bulk Fill»-Kompositeneuartige einsetztechnik von Kompositen im seitenzahnbereich. *Swiss J Dent.* 2014;124:19–28.
2. Pilo R., Oelgiesser D., Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent.* 1999;27(3):235–41.
3. Consulea Codri. Wa Bulk-Fill-Komposite bringen – ein Update. Available from: <https://www.dzw.de/was-bilk-fill-komposite-bringen-ein-update>
4. Mihanović D, Barić J, Varga K, Matijević J. Bulk kompozitni materijali. *Sonda.* 2014;12:72-3.
5. Dr. Langalia A, Dr. Buch A, Khamar M, Dr. Patel P. Polymerization Shrinkage of Composite Resins: A Review. *Quest J.* 2015;2(10):23-7.
6. Ivoclar Vivadent. TetricEvo Ceram Bulk Fill Scientific Documentation. 2013; Available from:<http://www.ivoclarvivadent.com/en/all/products/restorative-materials/composites/tetric-evocream-bulk-fill>
7. Štefanac I. Kompozitni materijali u stomatologiji. *Polimeri.* 2011;32:136-8.
8. Knežević A, Tarle Z. Kompozitni materijali, skripta. Stomatološki fakultet. 2015.
9. Mehulić K i suradnici. Dentalni materijali. *Medicinska naklada.* 2017;p.108-19.
10. Deliperi S, Baldwin D. An alternative method to reduce polymerisation shrinkage in direct posterior compositerestorations. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(10):1387-98.
11. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):82D-4D.
12. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21(1):68-74.
13. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *J Am Dent Assoc.* 1995;126(5):663–72.
14. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite–dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984;63(12):1396–9.
15. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004;20(6):554–64.
16. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66(11):1636–9.
17. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent.* 2012;40(6):500–5.



18. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996;21(1):17-24.
19. McCulloch AJ, Smith BG. In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J.* 1986;161(12):450-2.
20. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent.* 2001;26(4):406-11.
21. Davidson CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites. *J Prosthet Dent.* 1986;55(4):446-7.
22. Davidson CL. Glass-ionomer bases under posterior composites. *J Esthet Dent.* 1991;6(5):223-4.
23. McLean JW, Prosser HJ, Wilson AD. The use of glass-ionomer cements in bonding composite resin to dentine. *Br Dent J.* 1985;158(11):410-4.
24. Civelek A, Ersoy M, L'hotelier E, Soyman M, Sy E. Polymerization shrinkage and microleakage in class II cavities of various resin composites. *Oper Dent.* 2003;28(5):635-42.
25. Dental 4u.ba [Internet]. Polimerizacija kompozitnih smola. 2015. Available from: <http://dental4u.ba/aktuelnosti-iz-stomatologije/clanci/polimerizacija-kompozitnih-smola>
26. Tarle Z. Izvori svjetlosti za fotopolimerizaciju dentalnih materijala. *Sonda.* 2002;5:60-2.
27. Knežević A. Mjerenje skupljanja kompozitnih materijala uporabom digitalne holografske interferometrije. Disertacija. Zagreb. 2002.
28. Poonam J, Pershing A. Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(9):1215-23.
29. Knežević A, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G, Ristić M. Composite resin photopolymerization with plasma light. *Oper Dent.* 2002;32(3):279-84.
30. Tarle Z, Meniga A, Knežević A, Šutalo J, Ristić M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002;29(7):662-7.
31. Singh S, Rajkumar B, Gupta V, Bhatt A. Current photo-initiators in dental materials. *Int J Appl Dental Sci.* 2017;3(1):17-20.
32. Dr. Bizga T., Five things you need to know about bulk fill composite resins. Dental products report Ebook. Bisco. 2017. Available from: [https://www.bisco.com/assets/1/7/BPR\\_Fill\\_e\\_Book.pdf](https://www.bisco.com/assets/1/7/BPR_Fill_e_Book.pdf)

33. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity resin components: A review. Clin Oral Investig. 2008;12(1):1-8.
34. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. Dent Mater. 2006;22(3):211-22.
35. Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB. Release and toxicity of dental resin composite. Toxicol Int. 2012;19(3):225-34.
36. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. Oper Dent. 2015;40(2):190-200.
37. Manhart J, Hickel R. Bulk-fill-composites. Modern application technique of direct composites for posterior teeth. Swiss Dent J. 2014;124(1):19-37.
38. Corral-Núñez C, Vildósola-Grez P, Bersezio-Miranda C, Alves-Dos Campos E, Fernández Godoy E. State of the art of bulk-fill resin-based composites: A review. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2015; 27(1):177-96.
39. 3M Filtek One Bulk Fill Restorative. Overcoming the myths of *bulk fill* composite materials. United States 3M. 2017. Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1460827O/4-overcome-the-myths-of-bulk-fill.pdf>
40. Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater. 2013;29(8):35–41.
41. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micromechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. Clin Oral Investig. 2014;18(8):1991-2000.
42. Kelić K, Matić S, Marović D, Klarić E, Tarle Z. Microhardness of *bulk-fill* composite materials. Acta Clin Croat. 2016;55(4):607-14.
43. Osredečki M, Rezo V, Janković B. Kompozitni materijali male kontrakcije. Sonda. 2012; 13:71-3.
44. Van der Vyver P. Clinical application of a new flowable base material for direct and indirect restorations. Int Dent SA. 2010;12(5):18-27.
45. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Pysico-mechanical characteristics of commercially available *bulk-fill* composites. J Dent. 2014;42(8):993-1000.
46. Didem A, Gözde Y, Nurhan Ö. Comparative mechanical properties of *bulk-fill* resins. Open J Compos Mater. 2014; 4(2):117-21.
47. Miloš M. Primjena Filtek *bulk fill* posterior kompozitnog materijala u restaurativnoj dentalnoj medicini. Vjesnik dentalne medicine. 2015;23:20-2.

48. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.* 2012;28(5):521–8.
49. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. *Dent Mater.* 2006;22(7):610-6.
50. DenatlMedical. Restaurativna dentalna medicina - GC everX Posterior. Dentalmedical. Available from: <https://www.dental-medical.hr/blog/restaurativna-dentalna-medicina-gc-everx-posterior>
51. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* 2017;21(4):1201-12.
52. Fronz BM, Ayres APA, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias CTS, Giannini M. Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent.* 2017;42(4):445-55.
53. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater.* 2007;23(11):1356–62.
54. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):95–102.
55. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LV. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater.* 2008;24(2):211-5.
56. Tabatabaei MH, Farahat F, Ahmadi E, Hassani Z. Effect of Accelerated Aging on Color Change of Direct and Indirect Fiber-Reinforced Composite Restorations. *J Dent.* 2016;13(3):168-75.
57. 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(2):146-56.
58. 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(4):439-49.
59. 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;2015:701262.
60. 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(3):237-43.

61. Kapoor N, Bahuguna N, Anand S. Influence of composite insertion technique on gap formation. *J Conserv Dent*. 2016;19(1):77-81.
62. Gonçalves F, Campos LM, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, et al. A comparative study of *bulk-fill* composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Braz Oral Res*. 2018;32:e17.
63. International Organization for Standardization – ISO. ISO 10993-5 - Biological evaluation of medical devices in Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity. Geneva: International Organization for Standardization. 2009.
64. Tauböck TT, Marović D, Zeljezic D, Steingruber AD, Attin T, Tarle Z. Genotoxic potential of dental *bulk-fill* resin composites. *Dent Mater*. 2017;33(7):788-95.
65. 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(2).
66. 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(3):152-60.
67. Van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *J Dent*. 2016;51:29-35.



Branko Pijanović rođen je 20. travnja 1994. u Splitu. Završio je Osnovnu školu Stjepana Radića u Imotskom te matematički smjer Gimnazije dr. Mate Ujevića u Imotskom. Stomatološki fakultet upisao je 2013. godine. Tijekom studija bio je član Sekcije za protetiku te je volontirao na Zavodu za dječju i preventivnu stomatologiju.