

Stomatološki fakultet sa klinikama  
Univerzitet u Sarajevu

**POLIMERIZACIJSKA KONTRAKCIJA KOMPOZITNIH  
MATERIJALA**

Studentica, broj indeksa:

Medina Hodžić, 6911

Mentorica:

Doc.dr. Samra Korać

Rad je izrađen na Katedri za dentalnu patologiju sa endodoncijom  
Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Sarajevu

Mentor i član komisije: Doc.dr Samra Korać

Predsjednik komisije: Doc.dr Aida Džanković

Član komisije: Prof.dr Selma Jakupović

Rad sadrži:

50 strana

1 tabelu

11 slika

1 CD

Univerzitet u Sarajevu

Naziv fakulteta/akademije: Stomatološki fakultet

Naziv odsjeka i/ili katedre: Katedra za restaurativnu stomatologiju s endodoncijom

Predmet: Restaurativna stomatologija

### **Izjava o autentičnosti radova**

Završni rad za integrirani studijski program I i II ciklusa studija

Ime i prezime: Medina Hodžić

Naslov rada: Polimerizacijska kontrakcija kompozitnih materijala

Vrsta rada: Pregledni rad

Broj stranica: 50

#### **Potvrđujem:**

- \* da sam pročitao/la dokumente koji se odnose na plagijarizam, kako je to definirano Statutom Univerziteta u Sarajevu, Etičkim kodeksom Univerziteta u Sarajevu i pravilima studiranja koja se odnose na I i II ciklus studija, integrirani studijski program I i II ciklusa i III ciklus studija na Univerzitetu u Sarajevu, kao i uputama o plagijarizmu navedenim na web stranici Univerziteta u Sarajevu;
- \* da sam svjestan/na univerzitetskih disciplinskih pravila koja se tiču plagijarizma;
- \* da je rad koji predajem potpuno moj, samostalni rad, osim u dijelovima gdje je to naznačeno;
- \* da rad nije predat, u cjelini ili djelimično, za stjecanje zvanja na Univerzitetu u Sarajevu ili nekoj drugoj visokoškolskoj ustanovi;
- \* da sam jasno naznačio/la prisustvo citiranog ili parafraziranog materijala i da sam se referirao/la na sve izvore;
- \* da sam dosljedno naveo/la korištene i citirane izvore ili bibliografiju po nekom od preporučenih stilova citiranja, sa navođenjem potpune reference koja obuhvata potpuni bibliografski opis korištenog i citiranog izvora;
- \* da sam odgovarajuće naznačio/la svaku pomoć koju sam dobio/la pored pomoći mentora/ice i akademskih tutora/ica.

Mjesto, datum: Sarajevo 04.09.2018.god.

Potpis \_\_\_\_\_

## SADRŽAJ

|  |      |
|--|------|
| POPIS SKRAĆENICA .....   | VI   |
| SAŽETAK.....   | VII  |
| ABSTRACT .....   | VIII |
| 1 UVOD .....   | 2    |
| 2 METODE .....   | 4    |
| 3 PREGLED LITERATURE .....   | 5    |
| 3.1 Građa zuba .....   | 5    |
| 3.1.1 Struktura cakline .....  | 5    |
| 3.1.2 Struktura dentina .....  | 5    |
| 3.1.3 Caklinsko-dentinski spoj .....   | 6    |
| 3.2 Karakteristike zubnih struktura značajne za formiranje adhezivne veze..... | 7    |
| 3.2.1 Adhezija u caklini.....  | 7    |
| 3.2.2 Adhezija u dentinu .....   | 7    |
| 3.3 Dentin vezujuća sredstva .....   | 9    |
| 3.3.1 Kondicioniranje dentina .....  | 9    |
| 3.3.2 Podjela dentin adhezivnih sredstava .....                                | 11   |
| 3.4 Svojstva polimera .....  | 12   |
| 3.5 Kompozitni materijali.....   | 14   |
| 3.5.1 Historijski razvoj .....   | 14   |
| 3.5.2 Sastav kompozitnih materijala .....                                      | 15   |
| 3.5.3 Osobine kompozita značajne za adhezivnu vezu .....                       | 19   |
| 3.6 Polimerizacija kompozitnih materijala .....                                | 21   |
| 3.6.1 Polimerizacija kompozitnih materijala hemijskim putem.....               | 21   |
| 3.6.2 Polimerizacija kompozitnih materijala svjetlosnim putem .....            | 21   |
| 3.6.3 Izvori svjetlosti za svjetlosnu polimerizaciju .....                     | 22   |
| 3.7 Polimerizaciona kontrakcija kompozitnih materijala .....                   | 26   |

|       |  |    |
|-------|--|----|
| 3.7.1 | Polimerizacija kompozitnih materijala sa aspekta kontrakcije .....                       | 27 |
| 3.7.2 | Polimerizaciona kontrakcija vs. polimerizacioni stres .....                              | 28 |
| 3.7.3 | Uticaj udaljenosti izvora svjetlosti na polimerizacionu kontrakciju i mehanička svojstva | 29 |
| 3.7.4 | Posljedice polimerizacijske kontrakcije .....  | 30 |
| 3.8   | Konfiguracioni faktor restauracije (C – faktor) .....                                    | 31 |
| 3.9   | Metode za reduciranje polimerizacionog stresa .....                                      | 32 |
| 3.9.1 | Upotreba stres apsorbirajućeg sloja.....   | 32 |
| 3.9.2 | Tehnika inkrementalnog postavljanja kompozitne smole .....                               | 32 |
| 3.9.3 | Adhezivna preparacija kaviteta .....   | 33 |
| 3.9.4 | Upotreba različitih polimerizacionih tehnika .....                                       | 33 |
| 3.9.5 | Zagrijavanje kompozitnih materijala .....  | 36 |
| 3.9.6 | Izmjena hemijskog sastava materijala .....   | 37 |
| 4     | ZAKLJUČAK .....  | 42 |
| 5     | LITERATURA .....   | 43 |
| 6     | BIOGRAFIJA.....  | 51 |

## POPIS SKRAĆENICA

Al – Aluminij

Bis-GMA - bisfenol A-glicidil metakrilat

C - faktor - konfiguracioni faktor restauracije

°C - Celzijev stepen

CDS – caklinsko-dentinska granica

CQ – kamforkinon

DP – stepen polimerizacije (eng. degree of polymerization)

E – Jangov modul elastičnosti

EDTA - Etilendiamintetraoctena kiselina

EGDMA - etilenglikol-dimetakrilat

GIC - glasjonomerni cementi

GPa – giga Paskal

LED - eng. Light Emitting Diodes, svjetlosno emitirajuće diode

MM – metil-metakrilat

MPa – mega paskal

NA – YAG - laser s krutom jezgrom koji se sastoji od štapića itrij-aluminijevog granata (YAG), dopiranog atomima neodimija (Nd:Y3Al5O12). Aktivni medij lasera su trostruko ionizirani ioni neodimija (Nd<sup>+3</sup>).

PPD - fenil propandion

TEGDMA - trietilenglikol-dimetakrilat

UDMA – uretan-dimetakrilat

UV svjetlost – ultraljubičasta svetlost

W- Vat

## SAŽETAK

Direktni kompozitni materijali predstavljaju najčešće korištene materijale u savremenoj restaurativnoj stomatologiji. Tokom polimerizacije kompozita dolazi do kontrakcije materijala koja predstavlja najveći problem u ostvarivanju adekvatne adhezije ispuna na zubna tkiva. Polimerizacijska kontrakcija kompozitnih materijala može imati za posljedicu nastanak marginalne pukotine, diskoloracije, sekundarnog karijesa, frakturu zubnog tkiva ili postoperativnu osjetljivost.

Ovaj završni rad ima za cilj prosvjetliti porijeklo polimerizacione kontrakcije, kliničke faktore koji utječu na pojavu polimerizacionog stresa i metode za izbjegavanje i reduciranje polimerizacione kontrakcije kao i učinkovitost ovih metoda.

Na raspolaganju su različiti mehanizmi koji mogu poboljšati restaurativne zahvate koji podrazumijevaju postavljanje svjetlosno aktivirajućih polimernih materijala. Adekvatnim dizajnom kaviteta, specifičnim načinima postavljanja materijala različitih viskoziteta, ali i promjenom kinetike samog polimerizacionog procesa primjenom savremenih svjetlosnih izvora moguće je u znatnoj mjeri utjecati na uspješnost terapijskih procedura.

**Ključne riječi:** kompozitni ispun, polimerizacija, polimerizaciona kontrakcija, polimerizacioni stres, reduciranje polimerizacijske kontrakcije.

## ABSTRACT

Direct composite materials are the most commonly used material in modern restorative dentistry. During the polymerization of the composite, the contraction of the material occurs, which is the biggest problem in achieving adequate adhesion of the fill to the dental tissue. Polymerization contraction of composite materials may result in the formation of marginal cracks, discoloration, secondary caries, fracture of the tooth tissue, or postoperative sensitivity as well.

The objectives of this graduate thesis are to throw light on the origin of polymerization shrinkage, the clinical factors affecting polymerization stress and methods advocated to reduce shrinkage stress and the effectiveness of these methods.

Various mechanisms that can enhance restorative procedures are available which involve setting of light-activating polymeric materials. With adequate cavity design, specific ways of placing materials with different viscosities, but also by changing the kinetics of the polymerization process itself using modern light sources, it is possible to significantly influence the success of therapeutic procedures.

**Key words:** composite resin, polymerization, polymerisation shrinkage, polymerization stress, reducing shrinkage stress.



# 1 UVOD

## Ciljevi istraživanja

1. Opisati sastav kompozitnih materijala i njegove modifikacije koje doprinose smanjenju polimerizacijske kontrakcije
2. Istražiti mogućnosti za postizanje optimalnih rezultata polimerizacije u kliničkoj praksi

Kompozit predstavlja kombinaciju dva ili više hemijski različita materijala koja imaju jasan graničan spoj između pojedinačnih komponenti i svojstva bolja od pojedinačnih komponenti.

Od uvođenja dentalnih kompozita u stomatologiju 1960-tih zapažena je njihova uspješna upotreba u restaurativnoj stomatologiji sve do današnjih dana. Većoj prevalenciji njihove primjene u odnosu na amalgam, kao i njihovoj popularizaciji doprinijele su njegove izuzetne osobine kao što su estetika, biokompatibilnost, otpornost na trošenje prilikom funkcije mastikatornog organa i naravno njegova jednostavna aplikacija. Direktna kompozitna restauracija jedna su od najčešćih medicinskih zahvata u ljudskom tijelu, s više od pet stotina miliona kompozitnih restauracija koje se u svijetu svake godine postavljaju.

Iako je zapažen ogroman razvoj na polju kompozitnih smola primijenjenih u restaurativnoj stomatologiji i dalje najveći problem ostaje kontrakcija kompozita prilikom polimerizacije. Prilikom konverzije monomera u duge lance polimerne mreže inducirano je stvaranje napona i deformacija kompleksa kompozitni ispun – zub. Kao posljedica kontrakcije javlja se marginalna mikropukotina i posljedično sekundarni karijes, marginalno obojenje, pomjeranje kompozitnog nadomjestka, fraktura zuba i postoperativna osjetljivost zuba.

Od perioda kada su se počeli primjenjivati u stomatološkoj kliničkoj praksi, načinjene su mnogobrojne promjene u sastavu kompozitnih materijala u smislu povećanja njegove otpornosti na trošenje kao i smanjenju veličine punioca s ciljem efikasnijeg poliranja. Savremene modifikacije su fokusirane na stvaranje sistema polimernog matriksa koji

dovodi do manje polimerizacijske kontrakcije, smanjuje polimerizacioni stres i ima mogućnost samoadhezije za zubnu supstancu.

Na tržištu ne postoji ni jedan materijal koji ispunjava sve zahtjeve određene ISO standardima. Međutim neki od nedostataka kompozitnih materijala se mogu reducirati ili eliminirati primjenom odgovarajućih protokola, pravilnim rukovanjem i tehnikom rada.

## 2 METODE

U toku pripreme ovog preglednog rada korištene su relevantne baze kao što su: PubMed-NCBI, Pub Chem, World Health Organization:WHO, Goole Scholar, kroz slijedeće ključne riječi: „polymerization reaction“, „composite resin“, „composite shrinkage“, „shrinkage stress“, „polymerization lamps“, „preheated composite“, „soft start polymerisation“, „bulk fill composite“.

U rad su uključeni: pregledni radovi, prikazi slučajeva, kliničke studije i in-vitro studije na engleskom jeziku koje su objavljene između 1989. i 2017. godine. U studiji su korišteni i literaturni podaci iz knjiga, doktorskih disertacija, magistarskih radova i WEB stranica. Ukupno je pregledano 159 radova, čiji je pregled iznesen u nastavku rada od čega je u radu iskorišteno 90 radova.

## 3 PREGLED LITERATURE

### 3.1 Građa zuba

#### 3.1.1 Struktura cakline

Caklina je najtvrdje tkivo u organizmu, zaštitna materija koja prekriva krunu zuba. Otporna je na djelovanje sila žvakanja. Sastoji se od tijesno povezanih caklinskih prizmi koje stvaraju ameloblasti. Tokom stvaranja caklinskih prizmi, tijela ameloblasta se pomjeraju od caklensko-dentinskog spoja (CDS) prema periferiji zuba, na tom putu ameloblasti skreću, što za produkt ima savijanje caklinskih prizmi. Oko 96% cakline je neorganskog sastava u obliku hidroksilapatita, a 4% su organske tvari i voda. Caklina je sivkastobijele boje, ali djeluje žučkasto iz razloga što je prozirna i propušta žutu boju dentina [1].

#### 3.1.2 Struktura dentina

Dentin čini najveći dio zuba. Ima žučkastu boju. Sastoji se od 70% neorganske materije koju čine kristali hidroksiapatita, 20% organske materije koju čine kolagena vlakna uz manje učešće drugih proteina i 10% vode. S obzirom da ima 20% manje minerala od cakleni, samim tim je i mekši od nje, ali je neznatno tvrdi od kosti i cementa. Osnovni strukturni elementi dentina su dentinski tubuli i dentinska masa.

Dentinski tubuli se pružaju od pulpe do caklinsko-dentinskog (CDS) ili cemento-dentinskog spoja. U svakom dentinskom kanaliću nalazi se Tomesovo vlakno koje predstavlja protoplazmatski produžetak odontoblasta. Pored Tomesovih vlakana u dentinskom kanaliću se nalaze nervna vlakna koja prate Tomesovo vlakno. Lumen kanalića tokom starenja se smanjuje zbog apozicije kalcijevih soli. Prosječan broj tubulusa varira od 65000/mm<sup>2</sup> neposredno uz pulpu do 15000/mm<sup>2</sup> uz caklinsko-dentinsko spojište. Promjer tubulusa varira od 2.5 μm uz pulpu do 0.9 μm uz CDS [1].

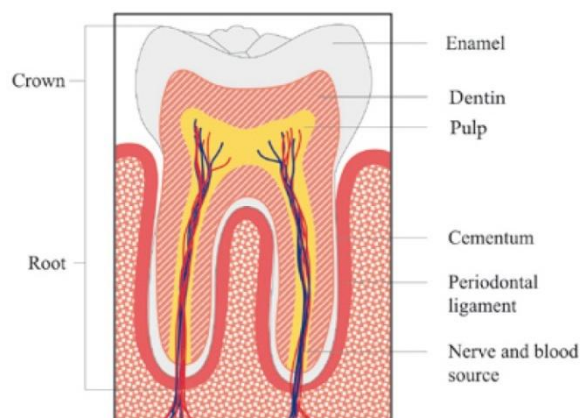
Dentinsku masu čini pokrovni (tzv. mantel dentin) i cirkumpulpalni dentin. Pokrovni dentin se nalazi neposredno ispod cakline, širine je 20 μm i sastoji se od gusto isprepletenih mineraliziranih vlakana. Cirkumpulpalni dentin se sastoji od intertubularnog,

peritubularnog i intratubularnog dentina. Intertubularni dentin je mineralizirani matriks između peritubularnog dentina i tubula. Peritubularni dentin obavija dentinske tubule čitavom njihovom dužinom izuzev u blizini pulpe. Intratubularni dentin je dentinski matriks koji obavija dentintinski tubul [2].

Dentin se klasificira kao primarni, sekundarni ili tercijarni u zavisnosti od vremena nastanka i histoloških karakteristika. Primarni dentin formira tijelo zuba. Prvi sloj primarnog dentina koji se formira je pokrovni dentin. Primarni dentin čini najveći dio dentina krune i korijena zuba. Njegove karakteristike su kontinuitet dentinskih tubula i inkrementne linije koje su pokazatelj dnevne apozicije dentina (oko 4  $\mu\text{m}$ ). Sekundarni dentin se formira sa unutrašnje strane primarnog dentina kada kruna dospije u klinički okluzalni položaj i kada je rast korjenova skoro završen. Tercijarni (reparatorni) dentin se stvara ispod mjesta djelovanja nadražaja. Ukoliko je stvaranje tercijarnog dentina brzo, onda je on nepravilan sa malim brojem uvijenih tubula, a ukoliko se stvara sporo zbog slabijeg nadražaja, dentin je pravilniji i više podsjeća na primarni ili sekundarni dentin. [1]

### 3.1.3 Caklinsko-dentinski spoj

Caklinsko-dentinski spoj (CDS) je spoj cakline i dentina, nazubljene je površine koja doprinosi ojačanju kontakta i spoja ta dva različita tkiva. Također, osobina caklinsko-dentinskog spoja su caklinska vretena i tanke grane terminalnih dentinskih tubula u dentinu. Produžeci odontoblasta se protežu do caklinsko-dentinskog spoja, izuzev ako je neki stimulus doveo do promjene sadržaja tubula, odnosno kada nestane sadržaj tubula nastaju „mrtvi hodnici“ koji ukazuju na postojanje zraka u tubulima. Ispod njih se nalazi sklerotični dentin koji ima funkciju zaštite pulpe od bakterija i njihovih produkata.



Slika 1. Građa zuba. Preuzeto sa: [ 81 ]

## 3.2 Karakteristike zubnih struktura značajne za formiranje adhezivne veze

Adhezija je vezivanje različitih materijala privlačenjem atoma i molekula uz upotrebu „ljepila“. Sile adhezije su sile na graničnim površinama različitih materijala. Materijal koji može lijepiti, u stomatologiji nosi naziv adheziv. Inače sama oralna sredina zbog svojih specifičnosti ograničava tipove i vrste adheziva. Naime, iako prava adhezija podrazumijeva hemijsku vezu, najveći broj materijala u stomatologiji koristi mikromehaničku vezu. Rezultati mikromehaničke veze teško se mogu razlikovati od prave adhezije. Mikromehanička veza podrazumijeva međusobnu povezanost velikog broja malih nepravilnosti što kao rezultat ima bolji kontakt dvije površine.

### 3.2.1 Adhezija u caklini

Kao što je već pomenuto, zbog svog visoko mineralnog sadržaja, caklina je veoma tvrda. Jetkanjem cakline ortofosfornom kiselinom u trajanju od 30 sekundi dolazi do razaranja kristala hidroksiapatita koji čini 95-96% sadržaja same cakline. Također, dolazi do uklanjanja glikoproteinske ovojnice, razmaznog sloja i tako je povećana reaktivna površina. Kasnije se kompozitna smola apsorbira kapilarnim privlačenjem unutar novostvorenih pora i javljaju se dva tipa uklještenja: makro zupci (tzv. „*macro-tags*“) koji su pozicionirani na periferiji prizme i mikro zupci (tzv. „*micro-tags*“) koji su rezultat polimerizacije smole unutar jetkanih pora u sredini svake prizme [3].

### 3.2.2 Adhezija u dentinu

Veza kompozita i dentina je uveliko kompleksnija zbog razlike u građi dentina. Veći sadržaj organske materije i vode u dentinu čine ga zahtjevnijim za ostvarivanje adhezivne veze sa kompozitnom smolom. Voda, organske i neorganske materije su neravnomjerno raspoređene u intertubularnom i peritubularnom dentinu. Stoga govorimo o heterogenom tkivu koje uz prisustvo dentinske tečnosti povećava propustljivost i otežava vezu dentina i kompozita. Na samo ostvarivanje adhezivne veze utiče i preostala debljina dentina, jer ga sama kanalikularna građa dentina čini veoma propustljivim, a ta osobina postaje izraženija ukoliko je debljina preostalog dentina smanjena, a promjer dentinskih tubula se povećava [3].

Broj, promjer i raspored dentinskih tubulusa utiče na jačinu adhezivne veze. Jednu postojanu adhezivnu vezu je lakše ostvariti u površnijim slojevima dentina iz razloga jer tu u blizini caklinsko-dentinske granice raspolažemo sa većom površinom intertubularnog dentina, kao i sa manjom gustinom dentinskih tubula [4]. Mineralni sadržaj dentina je raspoređen u peritubularnom dentinu (veća koncentracija) i u intertubularnom dentinu. Tok dentinskog fluida prema caklinsko-dentinskoj granici dovodi do stvaranja intrapulpalnog pritiska koji se povećava prilikom svih manipulacija na zubu, što znatno utiče na adheziju za dentin.

Također, propustljivost dentina se smanjuje usljed stvaranja tzv. razmaznog sloja na njegovoj površini koji nastaje djelovanjem rotirajućih instrumenata prilikom preparacije kaviteta. Poslije preparacije razmazni sloj ostaje na površini dentina u vidu rastrešene, amorfne dentinske mase koja predstavlja problem za adheziju. Stvara se masa razorenog dentina koja nije čvrsta podloga za vezivanje kompozita, a koja je sa druge strane dobra podloga za razvoj mikroorganizama. Potrebna je posebna priprema dentina kako bi se obezbjedila što bolja veza kompozita i dentina. Priprema ima za cilj smanjenje negativnog uticaja vlage i razmaznog sloja, a samim tim da se poboljša veza kompozita i dentina.

Jačina adhezivne veze uvjetovana je i promjenama u strukturi dentina, što se naročito odnosi na dentinske tubule, peritubularni dentin i intertubularni dentin. U kliničkoj praksi, u ostvarivanju adhezivne veze najviše učestvuju izmijene forme dentina, dakle sklerotični dentin, karijesno izmijenjeni dentin i tercijarni dentin. Kada govorimo o sklerotičnom dentinu, govorimo o fiziološkom i patološkom sklerotičnom dentinu. Fiziološki sklerotični dentin nastaje kao posljedica starenja, javlja se obliteracija dentinskih tubula mineralnim sadržajem i tako je otežana infiltracija smole adhezivnog sredstva. Patološki sklerotični dentin nastaje pod utjecajem nekog iritansa, javlja se hipermineralizirani intertubularni dentin koji smanjuje infiltraciju adheziva u njegovu površinu. Karijesno izmijenjeni dentin i adheziv formiraju deblji hibridni sloj (6-8  $\mu\text{m}$ ), ali je dosta porozniji u poređenju sa zdravim dentinom gdje debljina hibridnog sloja iznosi 1  $\mu\text{m}$  [5]. Kod karijesno izmijenjenog dentina javlja se depozicija minerala u lumenu dentinskih tubula i tako je spriječena infiltracija smole i formiranje produžetaka smole koji zajedno sa hibridnim slojem čine osnovu adhezivne veze [6].

Veza kompozitnih materijala za dentin još uvijek je izazov za istraživanje jer ne postoji kvalitetno i opće prihvatljivo rješenje.

### 3.3 Dentin vezujuća sredstva

Dentin vezujuća sredstva su materijali na bazi kompozitnih smola koji se primjenjuju s ciljem ostvarivanja veze kompozitnog materijala sa caklinom i dentinom.

Kao što je već rečeno, adheziju za dentin je teže postići nego adheziju za caklinu. Razlozi su mnogobrojni, između ostalih tu je slabija mineralizacija od cakline sa znatnom količinom kolagena, hidrofилnosti, mali površinski napon i prisustvo dentinskih tubula ispunjenih odontoblastnim produžecima i dentinskom tečnošću [4].

Da bi se riješio problem marginalnog pripoja u situacijama gdje je površina zidova kaviteta u dentinu veća od površine cakline koja se nagriža i da bi se spriječilo nastajanje mikropukotine usljed polimerizacije kontrakcije kompozita, neophodno je odgovarajućim postupkom obuhvatiti i dentin zuba.

Vjerovatno najvažniji faktor koji remeti adheziju bilo kog materijala za dentin je razmazni ili detritusni sloj (eng. *smear layer*), koji zaostaje nakon preparacije dentina rotirajućim instrumentima. Ovaj sloj sadrži neorganske i organske čestice pomiješane sa dentinskim likvorom, oralnim i sulkusnim fluidima i eventualno sa krvi [8]. Meerbek i sar. su utvrdili da debljina razmaznog sloja iznosi između 1 i 5  $\mu\text{m}$ , i da zavisi od vrste rotirajućeg instrumenta, brzine rotacije, količine vodenog hlađenja, primjenjenog pritiska pri preparaciji i dubine dentina gdje se vrši preparacija [9]. Ramazni sloj pokriva i maskira normalne gradivne elemente dentina i ulazi u otvore presječenih tubula. Savremena tehnologija u praksu uvodi sisteme koji obezbjeđuju pojačanu vezu između dentina i kompozita na bazi hemijskog i mikromehaničkog vezivanja komponenata dentina i apliciranog sredstva. Ta sredstva koja se koriste isključivo na dentinu nazvana su dentin vezujuća sredstva, a njihov primarni zadatak je obezbjeđiti znatno jaču adhezivnost kompozitnog ispuna i uspješno odupiranje silama polimerizacije kontrakcije kompozitnog materijala. Veza adhezivnih sistema sa dentinom zasnovana je na hemijskoj vezi sa kalcijumom i kolagenom, a u zavisnosti je od hemijske strukture materijala [3].

#### 3.3.1 Kondicioniranje dentina

Postupak kojim se mijenja površina dentina nakon preparacije i uklanja razmazni sloj određenim sredstvima naziva se kondicioniranje dentina [9]. Zadatak kondicioniranja dentina jeste efikasna priprema površina za vezu sa restaurativnim materijalom. Postupak



kondicioniranja dovodi do fizičkih i hemijskih promjena na površini dentina. Fizičke promjene podrazumijevaju smanjenje debljine razmaznog sloja, odnosno promjenu njegove morfologije. Hemijske promjene djeluju na modifikaciju organskih frakcija i dekalifikaciju neorganskog sadržaja dentina [3].

Različite vrste kondicionera ostvaruju i različitu površinsku strukturu kondicioniranog dentina. Iz tog razloga nastaju različita mikromehanička i hemijska, odnosno fiziko-hemijska vezivanja. Danas se kondicioniranje bazira na modificiranju površine intertubularnog dentina, njegovoj parcijalnoj demineralizaciji i vezivanju polimera za nastale precipitate. Penetriranjem i impregnacijom monomera u tako nastali djelomično demineralizirani površni sloj intertubularnog dentina i neposrednom polimerizacijom stvara se dentinsko-polimerna struktura koja se nazva *smolom ojačani sloj dentina ili hibridni sloj* [3].

U praksi se koriste četiri tipa kondicionera:

#### **3.3.1.1 Kiselinski kondicioneri**

Najčešće korištena sredstva su različite koncentracije organskih ili neorganskih kiselina koja uspješno modificiraju ili u potpunosti uklanjaju razmazni sloj, rastvaraju peritubularni dentin, proširuju otvore dentinskih kanalića i povećavaju permeabilnost dentina. Dubina dekalifikacije je različita u zavisnosti od vrste kiselinskog kondicionera. U te svrhe se koriste jake neorganske kiseline (37-40 % fosforna, 2-5 % azotna), organske kiseline (50% limunska, 25% poliakrilna, maleinska, taninska), 3% vodik-peroksid, natrijum hipohlorit, EDTA i druge vrste rastvora. Neophodno je prije samog kondicioniranja biti upoznat sa konstantom disocijacije, odnosno jačinom kiseline koja se koristi za tretman površine dentina. Jaka kiselina sa niskom konstantom disocijacije treba biti razblažena jer se tada postiže efikasnije kondicioniranje i dobija odgovarajuća površina za vezu [3].

#### **3.3.1.2 Kondicioneri na bazi helata**

Helatorska sredstva uklanjaju razmazni sloj na površini dentina bez njegove dekalifikacije. Najpoznatiji kondicioner je EDTA (pH 7,4). Nanošenjem ovog sredstva u trajanju od 30 sekundi razmazni sloj se uklanja u potpunosti [3].

### **3.3.1.3 Laseri kao kondicioneri**

Upotrebom posebnih vrsta lasera (NA – YAG) koji ne štete pulpi, na dentinu se formiraju mikropore, odnosno retencija slična onoj na caklini nakon kondicioniranja kiselinama. Prednost lasera je u tome što mogu djelovati na suhom, ali i na dentinu prekrivenom pljuvačkom [3].

### **3.3.1.4 Mikroabrazivne čestice**

Ovim postupkom česticama Al-oksida veličine 0,5 µm kondicionira se površina dentina i pritom rastvara razmazni sloj, čime se značajno povećava površina za vezu sa dentin adhezivnim sredstvima [3].

## **3.3.2 Podjela dentin adhezivnih sredstava**

Sa razvojem adhezivnih sistema ustanovljen je i način njihove klasifikacije po generacijama. Klasifikacija je zasnovana na njihovoj hronologiji razvoja i pojavi na tržištu. Mnogobrojni problemi vezani za adheziju sa dentinom su rješavani na različite načine. U samom početku razvoja adhezivnih sredstava korišteni su višekomponentni sistemi koji su zasebno pripremali caklinu i dentin. Ovi sistemi čine prve tri generacije adhezivnih sredstava. Adhezivna sredstva koja rade na principu istovremene pripreme cakline i dentina spadaju u četvrtu, petu, šestu i sedmu generaciju. Četvrta i peta generacija dentin adhezivnih sistema pojavila se početkom devedesetih godina. Prihvaćen je princip istovremenog kondicioniranja cakline i dentina ortofosfornom kiselinom, uz preporuku da se vrijeme kondicioniranja dentina ograniči na 15 sekundi ili manje. Krajem devedesetih godina pojavili su se samonagrizajući sistemi ubrojani u šestu i sedmu generaciju adhezivnih sistema. Njihovom upotrebom caklina i dentin se pripremaju istovremeno, ali umjesto ortofosforne kiseline koriste se samonagrizajući prajmeri [10].

Savremeni adhezivni sistemi su kvalificirani u zavisnosti od interakcije sa razmaznim slojem. Postoje dva osnovna načina ostvarivanja adhezivne veze i četiri tipa adheziva:

1. Adhezivna sredstva koja se koriste sa potpunim nagrizanjem cakline i dentina (eng. „*total-etch*“ ili „*etch-and-rinse*“), gdje se 30-40% fosfornom kiselinom simultano vrši kondicioniranje i tako uklanja razmazni sloj, demineralizira površinski hidroksiapatit i eksponira kolagena mreža [11].

2. Samonagrizajuća adhezivna sredstva (eng. „*self-etch*“) koja nemaju fazu nagrizanja kiselinom. Oni sadrže rastvor kiselog monomera koji se ne ispire, a razmazni sloj čini propustljivim bez potpunog uklanjanja.

Apsolutno nagrizanje cakline i dentina je tehnički zahtjevan proces iz više razloga. Usljed pretjeranog nagrizanja dentina može doći do pojave postoperativne preosjetljivosti i slabljenja jačine adhezivne veze. Potrebno je obezbjediti određeni stepen vlažnosti dentinskog supstrata nakon ispiranja površine tretirane kiselinom za ostvarivanje adhezivne veze jer se na taj način sprječava kolabiranje eksponiranih kolagenih vlakana koja učestvuju u formiranju hibridnog sloja. Za penetriranje adhezivnog monomera u demineralizirani sloj cakline ona bi trebala biti suha u potpunosti. Jedan od nedostataka adhezivnih sredstava sa potpunim nagrizanjem cakline i dentina je pojava tzv. nanocurenja koje se pojavljuje zbog nepotpune infiltracije monomerne smole u demineralizirani sloj dentina [12]. Kao posljedica toga javlja se veća mikropropustljivost dentina u odnosu na samonagrizajuće adhezive [13].

### 3.4 Svojstva polimera

Hemijski spojevi velikih molekularnih masa nazivaju makromolekulama, a ukoliko se sastoje od istovrsnih ponavljanih jedinica, nazivaju se *polimeri*, što dolazi od grčke riječi poly – više i meros – dio. Broj jedinki koje se ponavljaju unutar neke polimerne molekule naziva se stepen polimerizacije (eng. DP – *degree of polymerization*). Stepem polimerizacije određuje hemijska i fizikalna svojstva polimera [14].

Na osnovu porijekla, polimeri se klasifikiraju na prirodne i sintetičke polimere. Skupini prirodnih polimera pripadaju vuna, svila, škrob i celuloza, ali isto tako i biopolimeri od kojih su građeni živi organizmi.

Na osnovu hemijske reakcije kojom se dobijaju, sintetički polimeri dijele se na kondenzacione (stepenaste) i adicione (lančane). Adicione polimerizacije su egzotermne reakcije. Mogu se izvoditi i na tjelesnoj temperaturi, tako da je riječ o reakcijama koje se u stomatološkoj primjeni mogu izvoditi in vivo, svakako uz kontrolu oslobođene toplote. Kod adicione polimerizacije raskidaju se dvostruke ili trostruke veze unutar monomera, koje međusobno reagiraju i stvara se polimerni lanac [15].

Za adicione tip polimerizacije neophodna su tri koraka – inicijacija, propagacija i terminacija. Za vrijeme inicijacije raskidaju se dvostruke veze na dva načina:

- djelovanjem nekog hemijskog jedinjenja – inicijator,
- djelovanjem svjetlosti ili toplote.

Raskinuta dvostruka veza oslobađa aktivnu česticu – najčešće radikal, koji reagira sa drugim molekulama monomera omogućavajući rast lanca. To je proces propagacije. Završeni rast lanca označen je kao terminacija. Prednost adicione polimerizacije je u tome što se kao proizvod javlja samo polimer, tako da je jedina moguća kontaminacija proizvoda zaostali monomer [15].

Postoji i podjela polimera na osnovu oblika polimernih lanaca: linearni, razgranati i umreženi koji se dobiju povezivanjem više linearnih lanaca. Polimeri sačinjeni od istovrsnih ponavljanja hemijskih jedinica su *homopolimeri*, a ako sadrže više različitih hemijskih jedinica nazivaju se *kopolimeri* [15].

Kopolimeri u zavisnosti od načina vezivanja monomernih jedinica mogu biti (Tabela 1.):

Tabela 1. *Kopolimeri s obzirom na način vezivanja* [14]

|  |
|--|
| <p><b>1. Statistički kopolimeri kod kojih su raznovrsne jedinice raspoređene nepravilno</b></p> <p><b>1-1-2-1-2-2-1-2-1</b></p>  |
| <p><b>2. Alternirajući kopolimeri kod kojih se ponavljane jedinice raspoređuju u pravilan raspored</b></p> <p><b>1-2-1-2-1-2-1-2-1</b></p>   |
| <p><b>3. Cijepljeni kopolimeri koji imaju osnovni lanac na koji se bočno veže lanac od drugih monomernih jedinica</b></p> <pre>                 2                                   1                                   2                                   2                                   1 1   1   1   1   1   1   1   1   1                                     2                                   2                                   2             </pre> |

Za pravilan izbor i primjenu polimernih materijala, poželjno je poznavati ne samo vrstu polimera, već i okvire u kojima se kreću molarne mase i indeksi polidisperznosti uzorka. Sa porastom dužine polimernog lanaca, a s time i molarne mase polimera, povećava se jačina i žilavost materijala, a donekle povećava i termička otpornost [15].

Polimeri su amorfni materijali, ali mnogi od njih u određenom stepenu mogu posjedovati kristalnu strukturu, odnosno u nekim njihovim dijelovima pojavljuje se uređena trodimenzionalna struktura i ukupni udio kristalne strukture u polimeru izražava se kao *stepen kristalizacije* koji se može kretati u rasponu od nula – za potpuno amorfni polimer, pa do vrijednosti jedan koja se pripisuje polimeru sa potpuno kristalnom strukturom. Najveći broj polimera nikada ne dostiže potpuno kristalnu strukturu [15].

Elastičnost polimera se izražava preko *Jangovog modula elastičnosti* (E), koji predstavlja mjeru krutosti elastičnog materijala i izražava se u jedinicama koje iskazuju pritisak. Najuobičajenije vrijednosti su 0,01 GPa za veoma elastične gume, do vrijednosti 3 – 5 za većinu polimera. Ojačavanje polimernih materijala staklenim vlaknima i ugljikovim vlaknima podiže vrijednosti Jangovog modula elastičnosti materijala preko 150 Gpa [15].

Umrežavanje je postupak povezivanja susjednih polimernih lanaca polivalentnim vezama preko polifunkcionalnih monomera ili djelovanjem zračenja pri čemu se stvaraju polimerne mreže [16]. Osobine umreženih polimera su različite od neumreženih. Umrežavanje povećava žilavost i jačinu materijala. Umreženi polimeri se ne mogu rastvoriti ni u jednom otapalu. Da bi se reakcija umrežavanja dogodila, potrebno je sistemu koji se polimerizira dodati određeno hemijsko jedinjenje koje u tom trenutku nosi naziv *umreživač*. Količina i vrsta umreživača, kao i način izvođenja reakcije također utiču na osobine konačnog proizvoda [15].

### **3.5 Kompozitni materijali**

#### **3.5.1 Historijski razvoj**

U području konzervativne stomatologije uvedene su kompozitne smole kako bi se smanjili nedostaci akrilnih smola koje su zamijenile silikatne cemente, jedine estetske materijale koji su ranije bili dostupni (u 1940-ima). Godine 1955., Buonocore je upotrijebio ortofosfornu kiselinu za poboljšanje adhezije akrilnih smola na površinu cakline. Godine 1962. Bowen je razvio Bis-GMA monomer u pokušaju poboljšanja fizikalnih svojstava akrilnih smola, budući da su njihovi monomeri dozvoljavali da se

formira linearni lanac polimera. Ovi rani, hemijski izrađeni kompoziti zahtijevali su da se osnovna pasta miješa s katalizatorom, što je dovelo do problema s proporcijama, postupkom miješanja i stabilnosti boje. Od 1970. pojavljuju se kompozitni materijali polimerizirani elektromagnetskim zračenjem, uklanjajući miješanje i njegove nedostatke. U početku je korišten ultraljubičasti izvor svjetlosti (talasnih dužina 365 nm) kako bi se osigurala potrebna energija svjetlosti, ali njegova plitka polimerizacija i nuspojave doveli su do zamjene vidljivom svjetlošću (talasnih dužina 427-491 nm) koja je trenutno u upotrebi i prolazi dalji razvoj. Kompozitni materijali se neprekidno razvijaju od nastanka i danas budući da još uvijek nisu riješeni neki problemi koji prate ove materijale [17].

### 3.5.2 Sastav kompozitnih materijala

Kompozitni materijali predstavljaju osnovu za ostvarivanje savremenih zahtjeva restaurativne stomatologije zbog svojih estetskih osobina, zadovoljavajućih bioloških i prihvatljivih fizičkih i hemijskih karakteristika. Možemo reći da predstavljaju kombinaciju dvije hemijski različite materije koje su nerastvorljive i koje se kombiniraju s ciljem dobivanja materijala sa boljim osobinama.

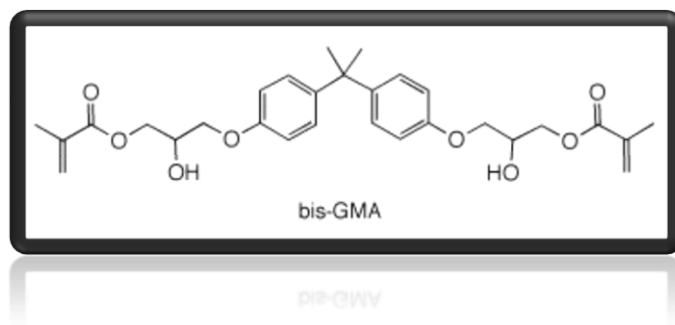
Kompozitni materijal sastavljen iz četiri osnovna dijela: organskog matriksa, anorganskih čestica punioca, sredstva koje ostvaruje vezu između njih (spojni agens) i sistema za inicijaciju i akceleraciju.

#### 3.5.2.1 *Organski matriks*

Osnovu organskog polimera većinom čine metakrilatni monomeri. Jednostavni metakrilat se koristio kod prvobitnih kompozita, a danas se koriste dimetakrilati (aromatski ili alifatski uretan-dimetakrilat – UDMA, 2,2-bis (4(2-hidroksi-3-metakriloiloksi-propiloksi)-fenil propan ili Bis GMA – dvofunkcionalni metakrilat nastao reakcijom bisfenol-A i glicidilmetakrilata.

Još od pojave kompozitnih materijala na stomatološkom tržištu, Bis-GMA se koristi u njihovoj formulaciji. To je molekula građena od dva centralno postavljena benzenova prstena i terminalne metakrilatne grupe gdje se odvija slobodna radikalska polimerizacija (Slika 1). Bis-GMA smola koju je razvio Raphael Bowen 1962. godine posjeduje veće molekule i manje je hidrofилna od predhodnih metakrilatnih smola. Ova osobina je značajna iz razloga što

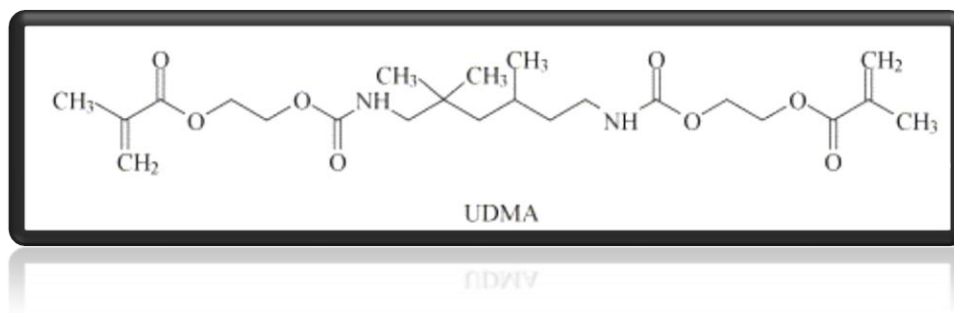
reducira kontrakciju pri polimerizaciji, umanjuje apsorpciju vode kompozitnih materijala, osigurava veću tvrdoću ispuna i obezbjeđuje brže stvrdnjavanje [18].



Slika 2. Molekul Bis-GMA

Preuzeto sa: [82]

Uretan-dimetakrilat (UDMA) posjeduje karakteristiku visoke viskoznosti što omogućava dodavanje čestica punioca u organski matriks, čime se poboljšava tvrdoća i koeficijent termalne ekspanzije materijala [17]. UDMA (Slika 2.) može biti alifatske ili aromatične prirode. Alifatski dimetakrilatni monomeri imaju nisku viskoznost i nije potrebna njihova kombinacija sa diluentnim monomerom, što nije slučaj sa aromatičnim monomerima. Parcijalna zamjena Bis-GMA molekula sa molekulom UDMA dovodi do većeg stepena konverzije i zatezne čvrstoće kompozitne smole [19], što se objašnjava većom fleksibilnošću i slabijim intermolekularnim vezama molekula UDMA u poređenju sa Bis-GMA [20].



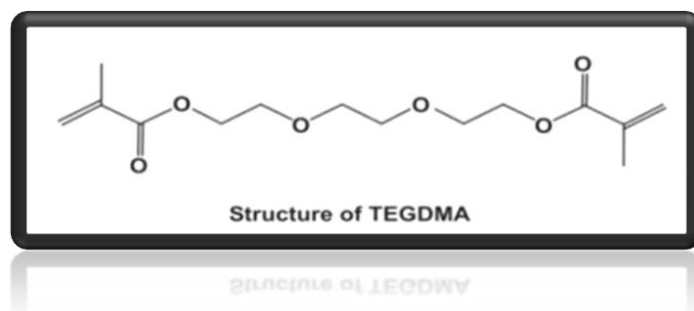
Slika 3. Molekul UDMA

Preuzeto sa: [83]

Triciklo-dimetakrilat je također organska smola koja se može naći u kompozitnim materijalima i vrlo je slična Bis-GMA. Veća zasićenost sa ovom organskom smolom doprinosi slabijoj apsorpciji vode, a smolu čini mekšom i savitljivom [17].

S obzirom na to da je Bis-GMA smola veoma viskozna i sa takvom je teško rukovati, neophodno je dodati monomere male viskoznosti kao što su: trietilenglikol-dimetakrilat (TEGDMA), etilenglikol-dimetakrilat (EGDMA), metil-metakrilat (MMA) i drugi.

TEGDMA je nisko viskozni monomer koji se najčešće kombinira sa Bis-GMA. TEGDMA je linearni monomer sa dvije terminalne metakrilatne grupe (Slika 3.). Zbog svoje fleksibilnosti i mobilnosti tokom polimerizacije, doprinosi većem stepenu konverzije, što uzrokuje izraženiju polimerizacionu kontrakciju [21]. Njegovim dodavanjem dolazi do povećane apsorpcije vode od strane kompozitnog materijala [20].



Slika 4. Molekula TEGDMA

Preuzeto sa: [83]

Funkcionalna grupa, i Bis GMA i TEGDMA, je reaktivna funkcionalna grupa C=C. Ona na oba kraja može vršiti dodatnu polimerizaciju, posjeduje dva para elektrona koja dijele dva atoma ugljika, tako da su četiri elektrona uključena u ovu dvostruku vezu. Najčešće se miješaju tri dijela Bis-GMA i jedan dio TEGDMA zajedno sa česticama punioca, čime se doprinosi lakšem rukovanju i apliciranju materijala [10].

Nedostaci kompozitnih materijala uglavnom proizilaze iz organske komponente. Manji sadržaj molekula Bis-GMA i veći udio molekula TEGDMA u kompozitnoj smoli doprinosi većoj polimerizacionoj kontrakciji [22], a ukoliko se umanjuje udio molekula TEGDMA a povećava udio Bis-GMA smanjuje se čvrstoća pri sabijanju materijala [23]. Vrijednost polimerizacione kontrakcije za TEGDMA iznosi 12,5% , a za Bis-GMA monomer iznosi 5,2% [24].

### 3.5.2.2 Anorganske čestice punioca

Čestice punioca predstavljaju neorganske strukture i zadužene su za dimenzionalnu stabilnost kompozitne smole. Čestice punioca sastavljene su od kristala kvarca, bor-silikatnog stakla, barijumovog stakla, silicijuma, litijum-aluminijum silikata, stroncijumovog stakla i



slično. Ovo su elementi koji imaju veliku tvrdoću, hemijski su inertni, a opalescencija i indeks prelamanja svjetlosti su slični kao kod zubnih tkiva. Veličina čestica punioca varira između 0,004 do 100  $\mu\text{m}$  i utiče na hrapavost površine kompozitnih ispuna. Veće čestice punioca dovode do loših estetskih rješenja, akumulacije plaka i formiranja hrapave površine kompozitnog ispuna [17].

Osnovna uloga čestica punioca jeste obezbjeđenje čvrstoće i snage kompozita, smanjenje koeficijenta termalne ekspanzije, kao i redukcija kontrakcionog stresa tokom procesa polimerizacije. Procenat količine čestica punioca u smoli određuje stepen kontrakcionog stresa. Što je veći procenat čestica punioca, stepen kontrakcije je manji. Na taj način se koeficijent termalne ekspanzije približava onom koji imaju prirodni zubi, a istovremeno se povećava otpornost na abraziju i tvrdoća samog materijala. Međutim, ukoliko sadržaj punioca postane procentualno relativno velik, raste viskoznost i gustoća i tako kompozitna smola postaje neprikladna za kliničku primjenu [10].

### **3.5.2.3 Spojni agensi**

Primarna uloga spojnih agensa jeste osiguranje trajne veze čestica anorganskog punioca s organskim matriksom. Najčešće spojno sredstvo za povezivanje su *organosilani*, među kojima vodeće mjesto zauzima  $\gamma$ -metaksiloksipropiltriometoksisilan ili jednostavno silan [25]. Silani su bipolarne molekule koji imaju reaktivne grupe na oba kraja, jonskom vezom vezuju anorganske čestice punioca, a istovremeno kovalentnom vezom za organski matriks. Njihov zadatak je povezati organski matriks i anorganske čestice punioca i smanjiti gubitak čestica punioca sa površine kompozitnog ispuna. Silani djeluju na način da smanjuju površinski napon između punioca i organske smole, povećavaju vlaženje anorganskih čestica punioca smolom, čime se ostvaruje bolja fizička veza sa organskim matriksom [17]. Spojni agensi se u kompozitnoj smoli nalaze u tankom sloju i čine 1-6% procentualne težine punioca. Mreža organskog matriksa i anorganskih čestica punioca sa silanom omogućava pravilnu distribuciju opterećenja kompozitnog materijala u funkciji žvakanja, omogućava ostvarivanje glatke površine kompozita nakon poliranja i manji stepen abrazije tokom mastikacije [26].

### **3.5.2.4 Sistemi za aktivaciju i akceleraciju**

Inicijatori i akceleratori su hemijske supstance koje imaju bitnu ulogu u fazi polimerizacije materijala. Inicijatori i koinicijatori koji se nalaze u organskom matriksu u vrlo malom procentu (do 1%). Inicijatori polimerizacije aktiviraju polimerizaciju kompozita.

Hemijski vezujući kompoziti imaju dvije komponente: oko 0,5 % inicijatora (benzoil-peroksid), oko 1% aktivatora (aromatični tercijarni amini). Najčešće korišten fotoinicijator za svjetlosno polimerizirajuće kompozite je kamforokinon (CQ), rjeđe TPO ili Ivocerin.

### **3.5.3 Osobine kompozita značajne za adhezivnu vezu**

Osobine kompozita opisuju način interakcije kompozitnog materijala i oralne sredine u kojoj se nalaze, odnosno predstavljaju odgovor kompozitnog ispuna na temperaturne promjene, na funkcionalne i parafunkcionalne sile i samu postojanost u oralnoj sredini.

Osobine kompozitnih materijala mogu biti podijeljene u tri skupine: fizičke, hemijske i biološke. U svakoj od ovih skupina sadržane su osobine izuzetno značajne za kvalitet kompozitnog ispuna, kao što su:

- boja, toplotna provodljivost – fizičke;
- otpornost na djelovanje sila – mehaničke (podgrupa fizičkih);
- proces vezivanja materijala – hemijske i
- efekat na živa tkiva – biološke.

#### **3.5.3.1 Temperaturne osobine**

Kada se govori o temperaturnim osobinama, treba napomenuti da se ona ogledaju u promjeni volumena kompozita u odnosu na promjenu temperature u oralnoj sredini. Porast temperature izaziva volumetrijsku ekspanziju, a pad temperature dovodi do volumetrijske kontrakcije kompozita. Zbog razlika u termičkoj ekspanziji i kontrakciji ispuna za vrijeme temperaturnih promjena u usnoj duplji dolazi do pojave rubne mikropukotine između ispuna i strukture zuba. Korištenjem čestica punioca može biti efikasno u redukciji temperaturnih promjena, a ponekad se i korištenjem više vrsta čestica punioca utiče na ove osobine. Dakle, koeficijent termičke ekspanzije obrnuto je proporcionalan količini punioca. Hibridni kompozitni materijali pokazuju najmanje dimenzione promjene i zbog toga su indicirani za ispune bočne regije jer upravo ti zube trpe najveći pritisak i izloženi su većim termičkim varijacijama.

### **3.5.3.2 Mehaničke osobine**

Mehaničke osobine kompozita zavise od vrste čestica punioca kao i od njihove količine, efikasnosti spajanja organskog matriksa i čestica punioca i stepenu poroznosti polimeriziranog materijala [10]. Čestice punioca su odgovorne za preraspodjelu sila pritiska, zatezanja i smicanja koje se u najvećem procentu stvaraju prilikom mastikacije. Umrežavanje polimernih lanaca je od značaja za tvrdoću, otpornost na savijanje, otpornost na istezanje kao i za otpornost na trošenje kompozitnih ispuna [26].

### **3.5.3.3 Hemijska svojstva**

Do procesa hemijske razgradnje dolazi djelovanjem faktora iz oralnog okruženja kompozitnog ispuna. Procesu hemijske razgradnje prethodi apsorpcija molekula vode. Polimerni matriks kompozitnog materijala može apsorbirati određenu količinu vode što rezultira neznatnim bubrenjem (povećanje volumena kompozita) i tako djelomično neutralizira kontrakciju pri polimerizaciji [17]. Polimerizaciona kontrakcija nastaje na samom početku polimerizacionog procesa, a apsorpcija vode traje danima i ne može u potpunosti kompenzirati kontrakciju. Iz tog razloga pozitivan utjecaj apsorpcije vode je hipotetički [27]. Apсорpcija vode nije poželjna osobina iz razloga što utiče na pomjeranje rezidualnih monomera prema površini, a kao posljedica njihove rasvorljivosti, apsorbirana voda uzrokuje slabljenje materijala, savijanje kvržica ili napuknuće restauriranog zuba. Do difundiranja vode dolazi u organskoj komponenti, a faktori koji utiču na veličinu higroskopne ekspanzije su: stepen umnožavanja polimernih lanaca, hemijska struktura monomera, interakcija između polimera i vode, vrsta punioca kao i njegov spoj sa matriksom smole. Vodena apsorpcija kompozita je veća kod kompozita sa malim česticama nego kod mikrofilnih kompozita zbog manjeg volumena organskog polimera, što utiče na to da ti materijali imaju manju ekspanziju u kontaktu sa vodom [10]. Stabilnost adhezivne veze je kompromitirana nastankom higroskopne ekspanzije u dijelu marginalnog spoja kompozitnog ispuna i zidova kaviteta. Djelovanjem mastikatornih sila ovakav oslabljeni spoj puca, formira se marginalna pukotina na spoju kompozita i tvrdog zubnog tkiva.

### **3.6 Polimerizacija kompozitnih materijala**

Polimerizacija kompozitnih materijala može se obaviti hemijski (autopolimerizacija), aktivacijom osnovnog sistema vidljivim spektrom svjetlosti ili dvostrukom polimerizacijom, odnosno kombinacijom svjetlosne i hemijske polimerizacije.

#### **3.6.1 Polimerizacija kompozitnih materijala hemijskim putem**

Hemijska polimerizacija se može desiti jedino u slučaju postojanja inicijatora polimerizacije. Inicijator je organski peroksid koji aktiviran akceleratorom daje slobodne radikale koji reagiraju sa vezama oligomernih molekula i započinju proces adicione polimerizacije.

Danas se kompozitni materijali sa hemijskom polimerizacijom rijetko koriste u restaurativnoj stomatologiji. Dolaze u pakovanju od dvije paste jer je neophodno da su inicijator (organski peroksid) i akcelerator (tercijarni amin) fizički odvojeni prije miješanja. Do hemijske polimerizacije dolazi miješanjem istih količina materijala istisnutih iz tuba. Prednost hemijski polimeriziranih kompozitnih smola je što se oslobađa vrlo mala količina toplote prilikom polimerizacije i što nije potreban poseban izvor svjetlosti. S obzirom da je pri miješanju veoma teško ostvariti homogenost materijala, ne postiže se adekvatna polimerizacija. Također, inkorporirani kisik inhibira sam proces polimerizacije, formira se kompozitni ispun sa blaznama i povećanom hrapavošću. Vrijeme polimerizacije je između 5 i 7 minuta, što se smatra dobrom osobinom jer usporeno vrijeme vezivanja dovodi do manjeg kontrakcionog stresa [17].

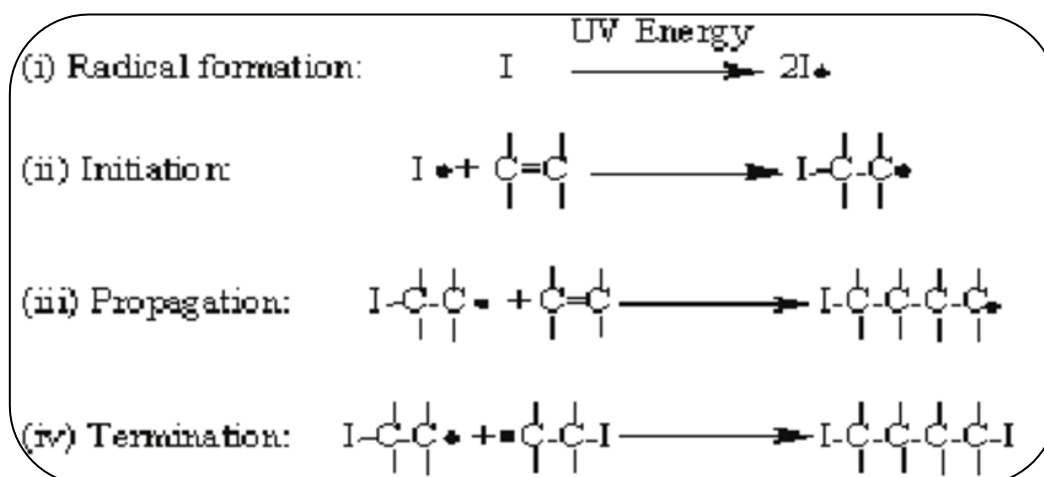
#### **3.6.2 Polimerizacija kompozitnih materijala svjetlosnim putem**

Prilikom svjetlosne polimerizacije (Slika 5.) inicijator je svjetlosna zraka određene talasne dužine. Savremeni svjetlosno polimerizirajući sistemi koriste plavu svjetlost talasne dužine raspona 400-500 nm. Polimerizacijom kompozitnih materijala svjetlom dolazi do aktivacije molekula inicijatora (kamforhinon, lucerin, fenilpropandion) i formiranja slobodnih radikala koji pokreću proces polimerizacije – *aktivacija*. Slobodni radikali reagiraju sa dvostrukim vezama polimernih molekula i počinju proces polimerizacije kompozitnog ispuna.

Slobodni radikali raskidaju dvostruke veze C=C i pokreću lančanu reakciju. U reakciju ne ulaze sve nezasićene C=C veze i smatra se da ih oko 25% od ukupnog broja ostaje u tom stanju. Na ovaj način polimerizacija prvo počinje u onim dijelovima koji su najbliži izvoru svjetlosti i opada prema dubljim dijelovima materijala. Izlaganjem kompozita dnevnoj svjetlosti i reflektoru stomatološke stolice za oko 90 sekundi dolazi do početne polimerizacije i gubitka adaptabilnosti kompozita.

*Propagacija* polimerizacione reakcije uključuje rast lanca polimera dodavanjem monomera aktivnim centrima preko kovalentnih veza sve dok se ne ostvari maksimum stepena konverzije. Maksimalni stepen konverzije varira u vrijednostima 35-77% [28].

*Terminacija* podrazumijeva spajanje dva slobodna radikala na krajevima rastućih polimernih lanaca. Kako polimerna mreža raste, povećava se viskoznost ovog sistema i do prve promjene stanja iz viskozno-tečnog u elastično gel stanje, tzv. *gelacija* [29].



Slika 5. Proces polimerizacije

Preuzeto sa: [84]

### 3.6.3 Izvori svjetlosti za svjetlosnu polimerizaciju

Da bi se inicirala polimerizacija kompozitnih materijala koristili su se različiti izvori svjetlosti, od ultraljubičastog spektra pa do vidljivog plavog dijela spektra. Prve stomatološke polimerizacione lampe su se pojavile šezdesetih godina dvadesetog stoljeća. U samim počecima korištene su živine lampe koje su emitirale ultraljubičastu svjetlost, a nedostatak im je bila slaba inicijacija polimerizacije već na dubini od 1 mm i mogućnost oštećenja vida kako stomatologa tako i pacijenta, te se vrlo brzo prešlo na nove izvore svjetlosne energije. Prvi

svjetlosno-polimerizirajući sistemi koristili su UV svjetlost. Ultraljubičaste zrake talasne dužine 365  $\mu\text{m}$  cijepaju benzoil-metil-etar u slobodne radikale bez prisustva tercijarnog amina. Prednost je bila u brzini polimerizacije i neograničenom vremenu rada sa materijalom jer se materijal ne bi vezivao dok se ne izloži izvoru svjetlosti. Nedostaci su bili to što je UV lampu bilo neophodno zagrijavati pet minuta prije upotrebe i što je dubina prodora svjetlosti kroz kompozitni ispun bila 1-2 mm. Pored toga UV svjetlost je često dovodila do oštećenja oka pa je i to još jedan od razloga zašto je ovaj vid polimerizacije izbačen iz upotrebe.

### 3.6.3.1 *Kvarc-tungsten-halogen svjetlost*

Sedamdesetih godina dvadesetog stoljeća prelazi se na upotrebu inicijacije polimerizacije vidljivim svjetlom plavog spektra. Kao izvor je korištena halogena sijalica sa filterom (Slika 4.) koji propušta svjetlost talasne dužine 410-500 nm. Svjetlost te talasne dužine se najbolje apsorbira od strane kamforkinona koji služi kao fotoinicijator u svjetlosnopolimerizirajućim kompozitnim smolama. Iako su aparati za svjetlosnu polimerizaciju sa halogenim sijalicama bili veoma popularni, oni posjeduju određene nedostatke. Halogene sijalice imaju ograničen vijek trajanja, između 50 i 100 sati. Neke od njih produciraju visoku toplotu koja može izazvati pulpalnu iritaciju, a da bi se reducirao taj suvišak toplote proizvođači postavljaju određene filtere čiji je cilj ukloniti dio bijele svjetlosti koji nosi toplotu. Usljed visokih temperatura koje nastaju, staklo reflektora i sijalice tamni, a filter gubi svoju moć propuštanja što sve zajedno dovodi do opadanja efikasnosti aparata. Javlja se smanjen stepen polimerizacije kompozita, što za posljedicu ima slabija fizička svojstva kompozita.



Slika 6. *Kvarc-tungsten-halogen lampa*

Preuzeto sa: [85]

### 3.6.3.2 Lasersko svjetlo

Lasersko svjetlo se kraći period koristilo u stomatološkoj praksi za inicijalnu polimerizaciju. Za polimerizaciju u laboratorijskim uvjetima po prvi put je korišten argonski laser snage 2W pri valnoj dužini od 476,5 nm. Uzorci, polimerizirani na ovaj način, zadovoljavaju dubinom polimerizacije, ali inducirano zagrijavanje materijala djeluje nepoželjno na kontrakciju i izmijenjene su osobine materijala. Iako je laser izuzetno efikasan, zbog energije koju emitira i time značajno smanjuje vrijeme polimerizacije na oko 5 sekundi, nikada nije bio široko prihvaćen. Glavni nedostaci zbog kojih lasersko svjetlo nije doživjelo veću primjenu su visoka cijena, veličina i toplotna energija koja se razvija tokom polimerizacije. Pored toga, za vrijeme upotrebe lasera neophodne su dodatne zaštitne mjere kako bi se izbjeglo nenamjerno povređivanje pacijenata [15].

### 3.6.3.3 Plazma svjetlost

Sredstva za polimerizaciju sa plazma svjetlošću (Slika 5.) koriste svjetlo vidljive talasne dužine između 380-500 nm. Posjeduju visok intenzitet svjetlosti na nižim talasnim dužinama i zbog toga imaju mogućnost polimerizacije kompozitnih smola koje u svom sastavu nemaju fotoinicijator kamforkinon. Zbog velike snage izlaganje ovom izvoru svjetlosti je u trajanju od 10 sekundi, što je ekvivalent za 40 sekundi izlaganju halogenom izvoru svjetlosti. I kod ovog izvora svjetlosti oslobađa se veća količina toplote prilikom polimerizacionog procesa što predstavlja njihov nedostatak [10].



Slika 7. Lampa za polimerizaciju laserskim svjetlom

Preuzeto sa [86]

### 3.6.3.4 Svjetlosno emitujuće diode (LED)

LED (eng. *Light Emitting Diodes*) tehnologija podrazumijeva izvore svjetlosti iz dioda (poluprovodnika) koje emitiraju svjetlost različite talasne dužine, gdje se veći dio energije pretvara u emisiju fotona a mnogo manji dio u toplotu. Sa pojavom svjetlosno emitirajućih dioda (LED) omogućena je efikasnija polimerizacija kompozitnih materijala. Dioda imaju radni vijek preko 10.000 sati, a pad jačine emitovanja svjetlosti tokom radnog vijeka je minimalan. Također, LED lampe ne zahtijevaju filtere da bi proizvele plavu svjetlost jer same emitiraju svjetlost potrebne talasne dužine.

Tokom posljednjeg desetljeća, sa razvojem novih LED generacija visoke snage, mijenjala se i LED tehnologija svjetlosno emitirajućih dioda. Prva generacija LED svjetala nije bila u mogućnosti nositi se sa konvencionalnom halogenom tehnologijom unatoč njihovoj većoj efikasnosti. Razlog je bila niža gustoća snage koje je prisilila proizvođače da konstruiraju komplicirane aranžmane sa 10 do 15 dioda u lampi. Unatoč višem intenzitetu, očekivanja da će vrijeme stvrdnjavanja biti smanjeno sa prvom generacijom LED lampi, nisu mogla biti potvrđena [10].

Druga generacija LED svjetla je proizvedena kasnije i bila je u stanju isporučiti veću gustoći snage ( $>1500 \text{ mW/cm}^2$ ) sa samo jednom diodom. Pokazano je da ove lampe produciraju polimere istih materijalnih osobina kao i kvarc-tungsten-halogeni svjetlost, također je uočen potencijal za reduciranje vremena stvrdnjavanja kompozita bez gubitka materijalnih svojstava polimera. Međutim, maksimalni intenzitet svjetlosti bio je ograničen na oko  $2000 \text{ mW/cm}^2$ , a stvaranje toplote je stvorilo kliničke probleme vezane za oštećenje gingive i pulpe uzrokovane tzv. fotodinamičkim efektom. Stoga je došlo do ponovnog pojavljivanja rashladnih uređaja.

U novije vrijeme, uvođenjem novih fotoinicijatora postignuta je kompatibilnost s LED svjetlom uskog pojasa, što je dovelo do razvoja LED lampi treće generacije (ili polivalova). Ova generacija LED svjetla (Slika 6.) sastoji se od dva maksimuma, jednog u vidljivom dijelu spektra i jednog koji pokriva kraću talasnu dužinu u UV-Vis dijelu spektra. Upotreba ovih LED lampi omogućava efikasno preklapanje emisijskih spektara svjetlosti sa apsorpcionim spektrom drugih fotoinicijatora, kao što su Lucirin TPO, Iragcure i fenil propandion (PPD) koji apsorbiraju kraće talasne dužine, jednako kao i najčešće korištenog inicijatora – kamforkinona [30].



LED lampe su otporne na potrese i vibracije, a relativno niska potrošnja struje čini ih pogodnim za prenošenje uz primjenu odgovarajućih baterija. Jačina svjetlosti i uzak spektar glavne su prednosti LED lampi u poređenju sa kvarc-volfram-halogenim izvorima. Smatra se da su LED lampe najefikasniji dostupni aparati zahvaljujući svojoj sposobnosti da pretvore električnu energiju u svjetlosnu energiju potrebne talasne dužine. Efikasnost drugih izvora manja je od 1% dok je efikasnost LED lampi otprilike 10%. LED lampa stvara mnogo manje toplote u odnosu na druge izvore a samim tim postoji mnogo manja mogućnost termičkog oštećenja pulpe. LED lampe emitiraju svjetlost jačine 1100 mW/cm<sup>2</sup> (u kontinuiranom modu) i 1330 mW/cm<sup>2</sup> u pulsirajućem modu, tako da je moguće smanjiti vrijeme prosvjetljavanja na nekih 5 do 10 sekundi po sloju materijala [30].



Slika 8. LED polimerizaciona lampa

Preuzeto sa: [87]

### 3.7 Polimerizaciona kontrakcija kompozitnih materijala

Savremena tehnologija i brojna naučna istraživanja dovela su do proizvodnje kompozitnih materijala koji posjeduju izuzetne estetske i biološke karakteristike, ali isto tako su nas dovele do saznanja da je za kvalitet ispuna od izuzetnog značaja stepen polimerizacione kontrakcije materijala.

U toku polimerizacionog procesa, kompozitni materijal se kontrahira zbog smanjenja intermolekularne udaljenosti između monomernih jedinica, koja je bitna za očuvanje termodinamičke ravnoteže tokom prelaska iz tečnog u čvrsto stanje. U tečnom stanju, monomeri su izloženi slabijim vezama (van der Waals-ove sile i vodikove veze) koje ih drže na udaljenosti od 0,3-0,4 nm. Unutar polimerne mreže, veze postaju kovalentne i molekuli monomera se približavaju na rastojanje od 0,154 nm, dok su dvostruke veze, koje učestvuju u reakcijama na udaljenosti od samo 0,019 nm [18]. Iz tog razloga kontrakcija zavisi od koncentracije reaktivnih grupa, fleksibilnosti i sposobnosti polimerne mreže za dostizanje prostorne konfiguracije koja bi minimalizirala količinu slobodne energije ovog sistema. Polimerizacioni proces vodi fazi gelacije koja je karakterizirana povećanjem viskoznosti [31]. Viskozno tečenje, koje je moguće samo u pre-gel fazi, predstavlja jedan od 32 osnovnih mehanizama relaksacije i posljedičnog smanjenja stresa koji nastaje pri kontrakciji materijala [32].

Savremeni kompozitni materijali koji se koriste u stomatološkoj praksi pokazuju polimerizacionu kontrakciju 1- 6%, zavisno od uslova polimerizacionog procesa i samog sastava materijala [33]. Hemijski sastav organskog matriksa utiče na veličinu, kinetiku kontrakcije i razvoj elastičnog modula. Monomeri veće molekularne težine uzrokuju manju kontrakciju u odnosu na monomere manje molekularne težine. S obzirom na činjenicu da neorganski punioc predstavlja krutu komponentu kompozita, proizilazi da će veći sadržaj punioca uzrokovati nastanak većeg modula elastičnosti kompozitnog materijala i manje izraženu polimerizacionu kontrakciju, ali ovaj odnos nije jednostavan jer organski matriks ima značajno niži modul elastičnosti od neorganske komponente, ali se kontrahira tokom polimerizacije. Zbog toga odnos matriks/punioac ima značajnu ulogu u nastanku stresa unutar kompozitne strukture, ali i u dijelu veze sa površinom zuba [34].

### **3.7.1 Polimerizacija kompozitnih materijala sa aspekta kontrakcije**

Gelacija se može opisati kao trenutak kada molekul u materijalu više ne može kompenzirati kontrakciju. Ukupnu kontrakciju materijala određuje pre-gel faza, faza u kojoj se još uvijek može kontrolirati i kompenzirati polimerizaciona kontrakcija [35]. U ovoj gel tački smanjenom mobilnošću su pogođeni radikali na rastućim polimernim lancima, a mali monomerni molekuli mogu difundirati neometano i novi centri rasta uzrokuju brzo povećanje stepena polimerizacije. S razvojem procesa i porastom viskoznosti ona postaje tako velika da

ograniči mobilitet i monomernih molekula što rezultira smanjenjem stepena polimerizacije [36]. U tom trenutku dolazi do promjene stanja od gumastog prema staklastom, odnosno doseže se tačka vitrifikacije [37]. Vitrifikacija sprječava dalje reakcije i zbog nje stepen konverzije nikada ne doseže vrijednost 100% pa ni u idealnim uslovima svjetlosne polimerizacije. Još jedna posljedica vitrifikacije je zarobljavanje monomera, slobodnih radikala i fotoinicijatora u polimernoj mreži koji značajno utiču na biološka i mehanička svojstva materijala. Faza vitrifikacije se smatra odgovornom za pojavu zaostalih napona unutar kompozitnih materijala [38].

### 3.7.2 Polimerizaciona kontrakcija vs. polimerizacioni stres

Polimerizacioni proces dovodi do fizičkog približavanja monomera koji međusobno reagiraju preko grupa slobodnih radikala. Posljedično se javlja dimenziona, volumetrijska kontrakcija, karakteristična manifestacija svih materijala koji se polimeriziraju slobodnoradikalnim mehanizmom [39]. Kontrakcija materijala utiče na nastanak pojave stresa unutar samog materijala. Kada materijal odoli polimerizacionoj kontrakciji zbog postojanja snažne adhezivne veze, dolazi do nastanka tzv. polimerizacionog stresa, koji će ostati zarobljen unutar samog kompozitnog materijala. Međutim, ukoliko se stres koncentrira u predjelu adhezivne veze koja ne posjeduje adekvatnu jačinu, nastali stres se prenosi na okolne zubne strukture ili na sam adhezivni spoj kompozitnog materijala i zubnih tkiva.

Na osnovu prethodno iznesenih podataka može se zaključiti da bi smanjenje volumetrijskog / polimerizacionog skupljanja restaurativnog materijala gotovo uvijek bilo popraćeno smanjenjem stresa koji se primjenjuje na zub. Međutim, polimerizaciono skupljanje i prateći stres nisu uvijek međusobno paralelni. Stres polimerizacije je lokalno fizičko stanje, a ne osnovno svojstvo materijala. Kao takav, njegova konačna vrijednost zavisi o geometriji sistema i rubnim uslovima [17]. Neki od moderatora su fizikalno-kemijski, a neki klinički. Čini se da je razvoj polimerizacionog stresa rezultat složene interakcije geometrije kaviteta, volumetrijskog skupljanja, stepena konverzije, kinetike reakcije i viskoelastičnih svojstava restaurativnog materijala. Na samom početku polimerizacije, monomeri su svi u tečnom stanju, a kompozitna smola ponaša se kao viskozna otopina. Tokom aktivne polimerizacije, tekući monomeri postupno se pretvaraju u čvrsti polimer uz popratnu redukciju volumena. Međutim, sve dok postoji dovoljna količina tekućeg monomera koji je lako dostupan, bilo koje polimerizaciono skupljanje kompozita unutar zubne šupljine može biti djelomično

nadoknađeno protjecanjem neizloženog monomera, tj. odmah se napuni nepromijenjenim tekućim materijalom. To se naziva *faza pred-geliranja*. Niti jedan značajniji stres se ne stvara unutar samog restaurativnog materijala, niti se prenosi na zidove šupljine. Međutim, kada je većina tekućeg monomera potrošena reakcijom polimerizacije, započinje "*gel faza*". Kontinuirano skupljanje više se ne može nadomjestiti slobodnim monomerom, a stres počinje rasti iznutra, unutar restaurativnog materijala [40]. Polimerizaciona kontrakcija dovodi do smanjenja volumena kompozitnog materijala i formiranje napona istezanja na adhezivnom spoju ispuna i zida kaviteta. Vrijednosti napona tokom polimerizacije kreću se u rasponu od 3,2 MPa do 23,9 MPa [41].

Kompozitni materijali s visokim udjelom punioca imaju manje polimerizacijsko skupljanje. Ta se činjenica može objasniti time da što je manji udio punioca, to je veći volumen organskog matriksa. Budući da čestice stakla ne podliježu skupljanju, organski matriks je odgovoran za skupljanje zbog formiranja veza i deformacije pri prelazu iz gel stanja u sol stanje. Drugi faktor u vezi sa skupljanjem jest veličina čestica punioca. Što su čestice punioca veće, veće je skupljanje materijala. Prema tome kompozitni materijali sa manjim česticama punioca manje će se skupljati. Što su čestice anorganskoga punioca veće, to je i veći udio organskog matriksa među česticama. Manje čestice imaju manji međusobni razmak, a time i manju količinu organskog matriksa među česticama. Nasuprot tome, manje čestice će uzrokovati veću raspršenost svjetla, a time i slabiju polimerizaciju. Veće će čestice omogućiti bolju transmisiju svjetla, a time veći stepen konverzije, ali i veće polimerizaciono skupljanje [40].

### **3.7.3 Uticaj udaljenosti izvora svjetlosti na polimerizacionu kontrakciju i mehanička svojstva**

Udaljenost izvora svjetlosti od kompozitnog materijala tokom polimerizacije je već duži period tema rasprava. Većina istraživanja preporučuje najmanju udaljenost između kompozita i izvora svjetlosti u toku polimerizacije. Glavni faktor koji je razmatran u ovim istraživanjima je baziran na mehaničkim svojstvima materijala kao što je čvrstoća, a dokazan je direktni utjecaj udaljenosti na kontrakcioni stres, za koji navode da je uzrokovan udaljenošću izvora svjetla, vremenom izlaganja i intenzitetom svjetlosti. Iz istraživanja je evidentno da pri udaljenosti u iznosu od 1 mm od vrha uzorka kompozitnog materijala, kontrakcioni stres i tvrdoća imaju visoke vrijednosti. Gel – tačka je obrnuto proporcionalna

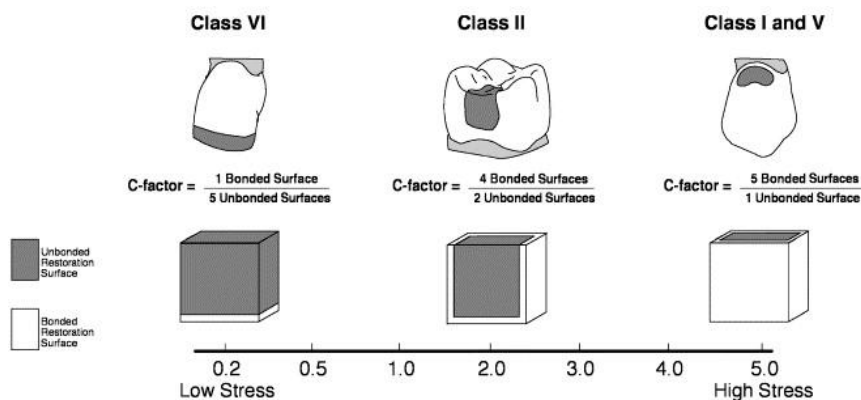
kontrkcionom stresu. Visoki kontrakcioni stres se javlja zato što materijal ima malo vremena za protok i brzo postaje krut, što je naročito izraženo prilikom polimerizacije sa svjetlom visokog internziteta. Iz studije provedene od strane Murchinson-a i Moor-a, dokazano je da je tvrdoća kompozita najbolja na udaljenosti izvora svjetlosti 3 mm od kompozitnog materijala, u odnosu na mjerenja koja su vršena u rasponu od 0 do 6 mm [42].

### **3.7.4 Posljedice polimerizacijske kontrakcije**

U trenutku kada vrijednost napona polimerizacione kontrakcije kompozita nadmaši jačinu adhezivne veze kompozita i zidova kaviteta dolazi do pucanja adhezivne veze i posljedičnog nastanka mikropukotine na spoju kompozitni ispun-zub. Ako je restauracija adhezivno vezana na zid ili zidove zuba, taj se stres može prenijeti sa restaurativnog materijala na zub. Ovisno o veličini stresa, to može dovesti do ugibanja kvržičnih zidova, do neuspjeha adhezivne veze između zuba i restauracije ili koherentnog neuspjeha (lom) unutar adhezivnog sloja, restaurativnog materijala ili samog zuba. Sve ove neželjene pojave mogu skratiti život restauracije i zuba. Kod primjene kompozita u kavitetima bočnih zuba, deformacija zidova kaviteta može djelimično kompenzirati kontrakcijski napon i uzrokovati pukotine cakline, a nekada i potpune frakture kvržica [25]. Restaurativni materijal i zubno tkivo trebali bi posjedovati slične vrijednosti modula elastičnosti. Kada materijal koji nadoknađuje izgubljeno zubno tkivo posjeduje viši modul elastičnosti, to povećava otpornost takvih materijala na djelovanje okluzalnih sila, zbog čega dolazi do češćeg javljanja pukotina u caklini. Sa druge strane, kod primjene materijala sa nižim modulom elastičnosti, češće se javljaju pukotine u predjelu marginalnog spoja kompozit-zub. Polimerizacioni stres dovodi do nastanka kontrakcione pukotine na spoju ispun-zub, što utiče na pojavu postoperativne osjetljivosti, mikrocurenja i/ili nastanka sekundarnog karijesa. Ukoliko je veza ispuna sa zidovima kaviteta dovoljno jaka da se izbjegne formiranje pukotine na spoju, stres koji se razvio unutar materijala može dovesti do nastanka mikropukotina u njemu. Kao posljedica ovog fenomena restaurirani zub ostaje pod stresom i tokom funkcije žvakanja. Zbog toga, ukoliko se veličina polimerizacionog stresa koji vodi kontrakciji materijala može smanjiti, konačan rezultat uspješnosti kliničke primjene kompozitnih sistema se može unaprijediti [39]. U namjeri da se umanjí polimerizaciona kontrakcija, istraživači su najviše usmjerili svoja ispitivanja u promjeni sastava materijala ili mehanizma započinjanja polimerizacionog procesa.

### 3.8 Konfiguracioni faktor restauracije (C – faktor)

Za vrijeme polimerizacionog procesa javlja se tečenje kompozitne smole ili plastična deformacija kako bi se parcijalno kompenzirao nastali stres. Javlja se u ranim fazama polimerizacionog procesa dok još uvijek kontrakcioni stres nadmašuje granice elastičnosti same kompozitne smole. U nastavku polimerizacionog procesa rigidnost materijala raste, a samo tečenje se postepeno smanjuje. Kompenzacija tečenjem određena je C-faktorom ili *konfiguracionim faktorom restauracije* [43]. C-faktor uslovljava tenziono ponašanje adhezivnog materijala koji se postavlja u kavitet. Materijali sa manjim C-faktorom imaju povećano tečenje i razvija se manji stres na dodirnim površinama materijala i zubne supstance. Tokom polimerizacije, kompozitna smola se skuplja i povlači postavljeni kompozitni ispun od zidova i poda kviteta prema centru samog ispuna. Veličina ove pojave zavisi od konfiguracije kaviteta. Najveći stres se javlja kada je kompozit vezan na pet zidova pripremljenog kaviteta ( $C = 5$ ) kao u restauracijama klase 1 ili klase 5 (Slika 9.). Najniže C-faktorske vrijednosti se javljaju u kavitetima klase 4, jer materijal ima dovoljno neobloženih površina da struji, dovodeći do ublažavanja stresa. Visoki C-faktor stvara rizik za odvajanje ispuna, zato je važno imati kaviteta sa nižim konfiguracionim faktorom [44].



Slika 9. Odnos vezanih i nevezanih površina i veličina C-faktora

Preuzeta sa: [88]

Postoje određene metode kojima se može smanjiti negativni efekat razvoja polimerizacionog stresa u kavitetima sa visokim C-faktorom, kao što su primjena inkrementalne tehnike postavljanja kompozitnog ispuna, postavljanje tečnog kompozita ili glas jonomer cementa kao lajnera koji imaju nizak modul elastičnosti i djeluju kao stres apsorbirajući sloj.

### **3.9 Metode za reduciranje polimerizacionog stresa**

Optimalna polimerizacija može se postići adekvatnom slojevitom (inkrementalna) tehnikom postavke kompozita čime se značajno smanjuje premošćavanje zidova kaviteta za vrijeme polimerizacijskog procesa i adekvatnim rukovanjem lampom tokom osvjetljavanja. Postoje još neke metode kojim je moguće smanjiti kontrakciju, a možemo ih podijeliti na tehnike koje provodi terapeut u svom kliničkom radu i metode kojima proizvođači stomatoloških materijala nastoje uticati na smanjenje kontrakcije kompozita.

#### **3.9.1 Upotreba stres apsorbirajućeg sloja**

Negativno djelovanje C-faktora i stresa prilikom skupljanja kompozitnog materijala u toku polimerizacije može se smanjiti upotrebom elastičnijih materijala koji se postavljaju ispod kompozitnog ispuna, a takvi materijali su dentin adhezivna sredstva sa punilom, glasjonomerni cementi (GIC) i tečni kompozit. Oni djeluju kao amortizacioni sloj, smanjuju mogućnost nastanka stresa [44].

Smatra se da nepostavljanjem zaštitnog sloja elastičnog materijala ispod kompozitnog ispuna sa visokim konfiguracijskim faktorom činimo grešku u radu, s obzirom na redukciju u nastanku mikropukotina i posljedičnu redukciju sekundarnog karijesa [45].

#### **3.9.2 Tehnika inkrementalnog postavljanja kompozitne smole**

Brojni istraživači sugeriraju na upotrebu tehnike inkrementalnog postavljanja kompozita kako bi se smanjio polimerizacioni stres i ugibanje kvržica. Kvržična napetost je česta pojava koja nastaje prilikom polimerizacionog skupljanja, a istraživanja su pokazala da može biti minimizirana ukoliko se kompozit postavlja u najmanje tri inkrementa pri čemu je svaki inkrement nagnut prema pripadajućem zidu kaviteta. Inkrementalna tehnika postavljanja kompozitnih ispuna, bilo vertikalna, kosa ili horizontalna, dovodi do smanjenja polimerizacionog stresa zbog smanjenja volumena kompozitnog materijala koji se unosi u kavitet po slojevima. Rekonstrukcija krune zuba uz upotrebu kompozitnog ispuna preporučuje se postavljanjem kompozita u slojevima jer na taj način svaki pojedini sloj ima vlastiti C-faktor i volumen manji od vrijednosti ukupnog kompozitnog ispuna. Kompozitni materijal se postavlja u kavitet u slojevima

debljine 2 mm kako bi se debljina apliciranog sloja u potpunosti polimerizirala. U toku prolaska polimerizacionog svjetla kroz kompozit njegov intenzitet slabi, tako da je tvrdoća kompozitnog sloja na površini veća nego na dnu [44].

### 3.9.3 Adhezivna preparacija kaviteta

Klinička i laboratorijska ispitivanja su pokazala da se kod klasičnih preparacija kaviteta po Blacku-u, sa pravim uglovima između zidova kaviteta, tokom polimerizacionog skupljanja javljaju sile koje nastoje odvojiti ispun od kaviteta, jer se javlja antagonizam sila adhezije i kontrakcije. Efikasna preparacija koja je se pokazala uspješnom u boljem rubnom zatvaranju označena je kao *adhezivna preparacija*. Riječ je o preparacijama kruškolikog oblika sa zakošenim ili zaobljenim ivicama kod kojih se javlja sinergija sila adhezije i kontrakcije čime se smanjuje mikropukotina između kompozitnog ispuna i restaurativnog materijala. Adhezivno sredstvo koje se aplicira na zidove kaviteta koje ima za cilj poboljšati vezu djeluje kompetitivno sa polimerizacionom kontrakcijom kompozitnog materijala, koja nastoji odvojiti ispun od zidova, i na taj način se sprječava pojava mikropukotine. Velika pažnja se poklanja obradi cakline uz ivicu kaviteta, gdje se u debljini cakline pod uglom od  $45^{\circ}$  konkavno ili konveksno vrši zakošavanje čime se povećava površina buduće mikroretencione zone i podstiče bolja adaptacija adhezivne smole. Prednosti adhezivnog kaviteta očituju se u njegovom obliku, velikoj uštedi zdravog zubnog tkiva i kompozitnom materijalu se osiguravaju dobre mikromehaničke veze sa okolnom caklinom [3].

### 3.9.4 Upotreba različitih polimerizacionih tehnika

Adekvatna polimerizacija kompozitnog materijala esencijalni je faktor za dugotrajnost i kvalitet kompozitnog ispuna. Nedovoljna polimerizacija, bilo da se radi o debljem sloju kompozita ili nadekvatnom izvoru svjetla, za posljedicu ima nedovoljnu konverziju monomera u polimer sa povećanim udjelom neizreagiranih dvostrukih veza, što umanjuje fizička svojstva kompozitnog ispuna, povećava apsorpciju vode i topivost, te uzrokuje diskoloraciju ispuna. Suprotno, polimerizacija kompozitnog materijala polimerizatorima visokog intenziteta osigurat će dovoljno stvrdnuti kompozitni materijal, ali može dovesti



do većeg polimerizacionog skupljanja, te do stresa i mikropukotine nastale zbog skupljanja i do većeg porasta temperature, a to može ugroziti vitalitet pulpe [46].

Nedovoljno polimeriziran kompozitni materijal smanjuje kliničku vrijednost i vrijeme trajanja ispuna, a zbog nedovoljne monomer-polimer konverzije neizreagirani dijelovi materijala mogu biti toksične za pulpu i zubno tkivo. Citotoksičnost monomera opada tokom polimerizacije, a nakon potpune polimerizacije postaje netoksičan. Zato se taj razlog kao mogući iritans pulpe isključuje, a u prvi plan dolazi prodor mikroorganizama kroz mikropukotinu nastalu zbog polimerizacionog skupljanja i razvoja temperature koja se razvija tokom procesa polimerizacije i to zbog topline izvora svjetla [47].

Transmisija ili prolaz svjetla kroz kompozitni materijal kao i raspršenje i lom svjetla koje pri tom nastaje, fenomeni su uslovljeni sastavom materijala, a utiču na dubinu prodora svjetla, te time na stepen konverzije i dubinu polimerizacije. Što je raspršenje veće, to je manji prolaz svjetla u dublje dijelove kompozitnog materijala. Transmisija svjetla kroz kompozitni materijal raste kako raste talasna dužina od 400 do 700 nm, a raspršenje raste smanjivanjem talasne dužine. Kako svjetlo prolazi kroz kompozitni materijal, raspršuje se na malim česticama punioca te time reducira prodor svjetla. Da bi se izbjeglo raspršenje i apsorpcija svjetla u materijalu najbolje bi bilo imati materijal s približno istim refrakcijskim indeksom organskog matriksa i punioca, i ne s prevelikim razlikama u veličini čestica anorganskog punila [48,49].

Polimerizacija kompozitnih materijala povezana je sa skupljanjem zbog nastanka kratkih kovalentnih veza između monomera. Ovaj problem skupljanja pokušao se kompenzirati na više načina, a bitno mjesto zauzima inicijalna polimerizacija nižim intenzitetom svjetla za polimerizaciju. Prilikom izlaganja kompozitnog materijala nižem intenzitetu izvora svjetla može se javiti otežana aktivacija fotoinicijatora posebno u dubljim dijelovima ispuna. S druge strane, brža polimerizacija pri visokom intenzitetu osvjetljavanja, uprkos većem stepenu konverzije, stvara kraće i više unakrsno povezane polimere zbog prebrze reakcije inicijacije polimerizacije na više mjesta, što uzrokuje bržu terminaciju polimerizacije [50,51]. U cilju postizanja optimalnih rezultata, trebalo bi usporiti umrežavanje polimernih lanaca prije dostizanja gel tačke smanjenom produkcijom slobodnih radikala. Najčešće primjenjivano rješenje je pokušaj smanjenja stepena konverzije različitim načinima svjetlosne aktivacije kompozitnih smola. Neizbježna posljedica polimerizacije kompozitnih materijala jest nastanak stresa u samome materijalu, u okolnim strukturama ili na spoju zuba s kompozitnim materijalom.

Najzanimljivija mogućnost kompenzacije stresa od polimerizacijskog skupljanja uz postavljanje tzv. linera, tekućih kompozita i slojevite tehnike postavljanja kompozitnoga materijala, bila bi uporaba tzv. “soft-start” polimerizacije, to jest polimerizacije nižeg početnog intenziteta. Svrha postupne polimerizacije jeste produžiti pregelacijsku fazu u kojoj se skupljanje još može kompenzirati, i skratiti postgelacijsku fazu u kojoj se stvara napetost između okolnih struktura i materijala. Smatra se da je za bolju polimerizaciju i manje polimerizaciono skupljanje dubljih slojeva kompozitnog materijala bolje produžiti vrijeme stvrdnjavanja uz niži intenzitet, nego se služiti kraćim vremenom polimerizacije s jačim intenzitetom polimerizacijskog uređaja. Razvijeno je nekoliko protokola stvrdnjavanja kako bi se riješio problem polimerizacijskog skupljanja i pridruženog stresa. I soft start i pulsno odložena tehnika svjetlosne polimerizacije omogućavaju odlaganje dostizanja gel-tačke, što produžava period mobilnosti reaktivnih molekula prije dostizanja vitrifikacije [52,53].

#### **3.9.4.1 Soft start polimerizacija**

Metoda soft start polimerizacije se nedavno pojavila u stomatološkoj praksi s ciljem reduciranja kontrakcionog skupljanja kompozitnog ispuna. Soft start tehnologija se pokazala uspješnom u poboljšanju marginalne integracije biomaterijala za tvrda zubna tkiva, a samim tim i u integritetu i dugotrajnosti kompozitne restauracije.

Soft start polimerizacija se odvija u dva koraka, gdje prvi korak predstavlja upotrebu svjetlosne energije slabijeg intenziteta koja eksponencijalno raste prvih 15 sekundi, a za cilj ima produžiti gel fazu. Ostalih 25 sekundi primjenjuje se svjetlosna energija maksimalnog intenziteta ( $700 \text{ mW/cm}^2$ ) sa ciljem osiguravanja maksimalne konverzije. Primjenom ovog koncepta polimerizacije primijećeno značajno smanjenje kontrakcionog stresa [54]. Istraživanja su pokazala da se inicijalna polimerizaciona kontrakcija povećavala sa porastom intenziteta svjetlosti sa 60 na 100 i 150  $\text{mW/cm}^2$ . Zaključeno je da inicijalni intenzitet svjetlosti treba biti dovoljno nizak da se polimerizira najveći dio materijala dok se nalazi u lahko deformirajućem stadiju sa niskim modulom elastičnosti [55]. Primjenom smanjenog inicijalnog intenziteta svjetlosne energije usporava se brzina polimerizacionog procesa i ostvaruje se bolji marginalni integritet ispuna jer se sporije razvija kontrakcioni stres koji je zapravo i glavni uzročnik nastanka mikropukotine na spoju zidova kaviteta i kompozitnog ispuna [56]. Također, u istraživanju koje su proveli Koran i Kurschner utvrđeno je da su post-polimerizaciona svojstva kompozitnih ispuna

(stepen konverzije monomera u polimere, mikrotvrdoća, otpornost na istezanje) značajno poboljšana primjenom ove tehnike svjetlosne polimerizacije [57].

#### **3.9.4.2 Pulsno odložena svjetlosna polimerizacija**

Na osnovu rezultata brojnih studija koje su pokazale da se najveći dio napona kontrakcije kompozita razvija u prvim sekundama svjetlosne polimerizacije, razvijen je metod pulsno odložene svjetlosne polimerizacije [58]. Napon se javlja i pri niskom početnom intenzitetu svjetlosti pa je potrebno osigurati period relaksacije napona, što se može postići prekidom svjetlosne polimerizacije. Pulsno odložena svjetlosna polimerizacija osigurava interval relaksacije između prvog kratkotrajnog pulsa i finalne, kontinuirane polimerizacije. Interval relaksacije dovodi do smanjenja stresa tečenjem polimera i njegovom deformacijom [59]. Još jedno objašnjenje za smanjenje stresa primjenom navedene metode je da dolazi do manje izraženog umrežavanja polimernih lanaca i do formiranja linearnije strukture polimernih lanaca [60]. Veći nivo unakrsnog povezivanja lanaca polimerne mreže je povezan sa većim modulom elastičnosti kompozitnih materijala [61]. Zbog toga, veličina nastalog stresa može biti umanjena primjenom pulsno odložene svjetlosne polimerizacije jer materijal dostiže dostatan stepen konverzije, skoro 50% od ukupne vrijednosti, u fazi posjedovanja veoma niske krutosti [62].

#### **3.9.5 Zagrijavanje kompozitnih materijala**

U posljednje vrijeme se sve više ispituje utjecaj temperature na polimerizacionu kontrakciju i nastanak kontrakcionog stresa kompozitnih materijala. Zagrijavanjem dolazi do pojačanog tečenja i smanjenja viskoznosti te je olakšano postavljanje kompozitnih materijala. Na ovaj način može se poboljšati adaptabilnost i smanjiti mikrocurenje kompozitnih ispuna [63]. Zahvaljujući poboljšanoj pokretljivosti monomera na većim temperaturama, polimerizacioni proces postaje intenzivniji prije dostizanja gel tačke. Ubrzana polimerizacija na višim temperaturama vodi izraženijoj aktivaciji monomernih molekula, bržem dostizanju gel tačke i povećanom nastanku stresa. Visok stepen aktivacije je poželjan zbog veće finalne konverzije dvostrukih veza i izraženijeg umrežavanja polimernih lanaca, što vodi kvalitetnijim mehaničkim osobinama materijala. Međutim, nastali kontrakcioni stres ugrožava postojanost adhezivne veze, pogotovo sa

dentinom [64]. U istraživanju o uticaju zagrijavanja kompozita na proces svjetlosne polimerizacije, utvrđeno je da porastom temperature dolazi do porasta konverzije dimetakrilatnih monomera, ali samo do određene granice porasta temperature. Preko te granice, dolazi do pada konverzije monomera. Ovaj fenomen se objašnjava isparavanjem reaktanata i razgradnjom fotoinicijatora u smoli [65]. Za monomere tipa Bis-GMA i Bis-EMA, ovaj limit je na oko 90°C [66]. U studiji koju su sprovedi Daronch i sar. utvrđeno je da kompozitnom ispunu zagrijanom na 60°C temperatura opadne za 50% nakon 2 minute i 90% nakon 5 minuta [67]. Zato je veoma važno ispitati uticaj zagrijavanja kompozita u ne-izotermičkim uslovima, kako bi se simulirala realna klinička situacija. Zagrijavanje kompozita na visoke temperature nije povoljno, iz razloga što povećanjem temperature pulpe za više od 6,5°C dovodi do njenog oštećenja, praćenog pojavom bola i nekroze pulpe zuba. Lohbauer je u svom istraživanju mjerio porast temperature pulpe na udaljenosti 2 mm od kompozita i utvrđeno je da temperatura kompozita od 68°C vodi povećanju temperature pulpe od samo 1,2°C. Uobičajen porast temperature pulpe za oko 4,2°C u toku svjetlosne aktivacije, predstavlja efekt nastao kombinacijom egzotermne polimerizacione reakcije i svjetlosti koju emitira odgovarajući izvor [68]. U studiji koju su sprovedi Calherios i sar. utvrđeno je da 5 sekundi svjetlosne aktivacije kompozitnog ispuna zagrijanog na 40-60°C dovodi do smanjenja krajnjeg stresa za 47-55%, u poređenju sa svetlosnom polimerizacijom kompozita na sobnoj temperaturi u trajanju 20 sekundi. Također, i stepen konverzije je bio isti ili čak veći u prvoj pomenutoj grupi [69]. Skraćivanjem vremena potrebnog za svjetlosnu polimerizaciju na ovaj način, klinička primjena kompozitnih materijala postala bi još jednostavnija i brža.

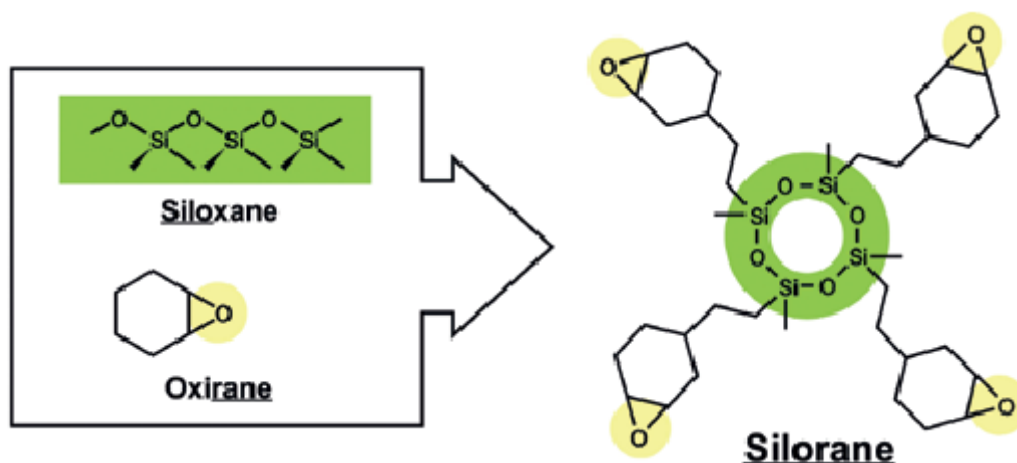
### 3.9.6 Izmjena hemijskog sastava materijala

Izmjena hemijskog sastava može se vršiti promjenom vrste monomera, uvođenjem monomera koji nemaju dimetakrilatnu osnovu (tzv. silorani), smanjenjem količine monomera u kompozitu ili dodatkom elastičnih punila kao *apsorbera stresa* (tzv. „Bulk-fill“ kompoziti).

#### 3.9.6.1 Silorani

Problem polimerizacione kontrakcije u novije vrijeme pokušava se riješiti promjenom sastava kompozitnih materijala. Jedan od načina je i uvođenje silorana u sastav kompozitnih materijala. To je kationski monomer otvorenog prstena, koji se dobiva reakcijom siloksanske i

oksidne molekule. Siloksan dio zadužen je za smanjenje polimerizacijskog skupljanja, dok oksidni dio povećava hidrofobno svojstvo (Slika 8.). Kompoziti na bazi silorana imaju polimerizacijsko skupljanje 0,99 %. Mehanizam kojim kompenziraju stres temelji se na otvaranju i širenju oksidnog prstena tokom polimerizacije kako bi nadoknadili redukciju nastalu povezivanjem monomera [70,71]. Primjer jednog takvog kompozitnog materijala je Filtek™ Silorane (3MEspe). Materijal se temelji na siloranskoj tehnologiji. Polimerizacijsko skupljanje ovog materijala je manje od 1%. Primjenjuje se u kombinaciji sa siloranskim adhezivnim sistemom za preparacije prve i druge klase po Blacku. Lahko se oblikuje i stabilne je konzistencije. Trajanje osvjetljivanja je 40 sekundi (LED 550 mW/cm<sup>2</sup>). Polimerizacija doseže dubinu do 2,5 mm [71]. U usporedbi ovog kompozita sa kompozitima na bazi metakrilata dokazana je dobra sposobnost rubnog zaptivanja, dobra marginalna prilagodba te stabilna tvrdoća. Pojava postoperativne preosjetljivosti je smanjena i iznosi 0,1 % [72]. Ispuni izrađeni sa Filtek™ Siloraneom su i nakon dvije godine pokazali zadovoljavajući klinički učinak [73].



Slika 10. Hemijska kompozicija siloranskog monomera

Preuzeto sa: [89]

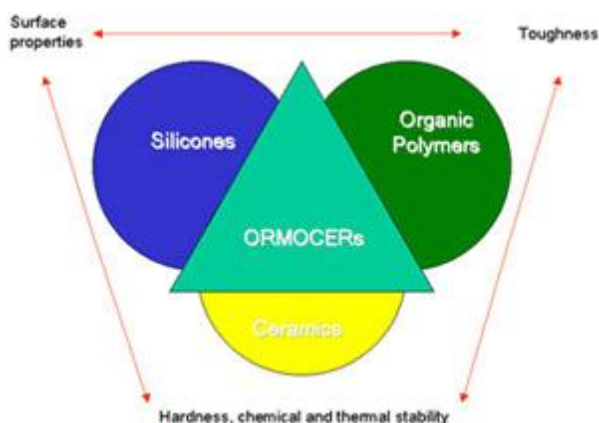
### 3.9.6.2 Ormoceri

Ormoceri (ORganically MOdified CERamics) su materijali koji sadrže neorgansko – organske kopolimere u kombinaciji sa silaniziranim neorganskim česticama punioca. Sastoje se od tri komponente (Slika 9.) od kojih svaka utiče na osobine konačnog proizvoda: organske (organski polimeri), neorganske (keramika) i neorgansko – organske (polisiloksan). Organska komponenta ormocera odgovorna je za ukrštanje, polaritet, tvrdoću i optičke karakteristike

materijala. Neorganska komponenta utiče na termičku ekspanziju i hemijsko – termičku stabilnost, dok je neorgansko – organska komponenta odgovorna za elastičnost, kao i za ponašanje materijala pri rukovanju.

Ormoceri, kao jedinjenja sa izrazito dugim molekulama, mogu se opisati kao trodimenzionalno ukršteni kopolimeri. Slikovito, oni se mogu prikazati kao klupko bodljikave žice, gdje  $\text{SiO}_2$  predstavlja kičmu, odnosno, samu žicu, dok bodlje predstavljaju funkcionalne organske grupe (npr. metakrilatne grupe) sa sposobnošću ukrštanja i formiranja trodimenzionalne strukture. U tako formiranu organsko-neorgansku mrežu inkorporirane su čestice punioca. Kao rezultat takve strukture, znatno je reduciran broj slobodnih radikala, što uslovljava smanjeno otpuštanje štetnih monomera, ili se oni oslobađaju u veoma malom procentu, što ih u ustima čini slabo reaktivnim. Zbog ove svoje osobine, ormoceri se odlikuju većom biokompatibilnošću, u poređenju sa amalgamom ili kompozitima.

Zahvaljujući činjenici da su vrijednosti koeficijenta termičke ekspanzije ormocera bliske vrijednostima tvrdih zubnih tkiva, ovi materijali smanjuju problem kontrakcije pri polimerizaciji koja se javlja kod konvencionalnih kompozita. Sa druge strane, takođe važno za kliničku primjenu, rezultati laboratorijskih testiranja navode na zaključak da ormoceri u poređenju sa kompozitima imaju znatno veću otpornost na abraziju [74]. U poređenju sa konvencionalnim kompozitima, dokazana je manja kontrakcija pri polimerizaciji (1,97% zapreminskog skupljanja pri polimerizaciji). Usljed toga, obezbjeđeno je dobro rubno zaptivanje, te ne dolazi do nastanka marginalne pukotine, a samim tim ni sekundarnog karijesa [75].



Slika 11. Hemijska struktura Ormocera

Preuzeto sa: [90]

### 3.9.6.3 Bulk – fill kompozitni materijali

Razvoj kompozitnih materijala, pored daljeg optimiziranja materijala, usmjeren je na pojednostavljivanje kliničkog postupka. U posljednje vrijeme, sve više proizvođača uvode takozvane Bulk-Fill materijale. Prednost ovakvih materijala jeste povećana debljina sloja koja se može aplicirati i polimerizirati. Klasični kompozitni materijali su preporučeni za polimerizaciju u debljino oko 2 mm, dok Bulk-Fill materijali dozvoljavaju debljine slojeva od 4 do 5 mm. Smanjen je broj slojeva koji se trebaju aplicirati, a mali i srednje veliki kaviteti se efikasno mogu restaurirati sa jednim do dva sloja čime je skraćeno vrijeme rada. Sam Bulk Fill kompozit se postavlja od dna kaviteta prema rubovima kako bi se spriječile inkluzije zraka. Marginalno zaptivanje je usporedivo sa zaptivanjem klasičnih kompozitnih materijala, a zavisi o načinu primjene i pravilnoj upotrebi odgovarajućeg caklinsko-dentinskog adhezivnog sistema.

Na osnovu viskoznosti, danas se razlikuju dvije vrste Bulk-Fill kompozitnih materijala: niskoviskozni tekući i visoko viskozni. Niskoviskozni tekući kompoziti se koriste kao nadoknada izgubljenog dentinskog tkiva, s tim da se mora dodatno zaštititi slojem hibridnog kompozita, koji ima veće čestice punila i tako je otporniji na abraziju. Niskoviskozni ili tečni kompoziti se bolje adaptiraju na zidovima kaviteta, pokazuju veći stepen polimerizacione kontrakcije i slabija mehanička svojstva zahvaljujući niskom udjelu punioca. Zbog slabijih mehaničkih svojstava, niskoviskozne Bulk-Fill kompozite potrebno je prekriti sa visoko viskoznom kompozitom u sloju debljine od bar 2 mm, naročito prilikom postavljanja restauracija koje će biti izložene okluzalnom stresu. Druga vrsta koja se češće koristi je visoko viskozni kompozit, kojim se ispunjava cijeli kavitet, koji je dovoljno čvrst i elastičan i može zamijeniti i izgubljenu caklinu i dentin. Kompoziti iz obje skupine se postavljaju u slojevima do 4 mm [76].

Fotoinicijator koji se koristi kod Bulk Fill kompozita je na bazi germanijuma i komercijalno je nazvan *Ivocerin*. Ivocerin skraćuje vrijeme polimerizacije i omogućava veću dubinu prodiranja polimerizacijskog svijetla, čime je omogućena polimerizacija do dubine od 4 mm zahvaljujući povećanom stepenu kvantne učinkovitosti. Pretpostavlja se da Ivocerin ima veću svjetlosno polimerizujuću aktivnost od kamforkinona, usljed veće apsorpcije svjetlosti u obimu talasnih dužina 400-450 nm i može biti korišten bez amina kao koinicijatora. Svjetlosnim aktiviranjem Ivocerina formiraju se najmanje dva radikala sposobna da iniciraju radikalsku polimerizaciju, dok je samo jedan poznat u

kamforkinon/amin sistemima, čineći ga efikasnijim u inicijaciji polimerizacije. Uz učinkovitu polimerizaciju bitna je i redukcija polimerizacijskog stresa, pri čemu se koriste elastična punila, dimerne molekule, molekule velike molekularne mase s elastičnim bočnim lancima i optimiziranje faktora konverzije. Polimerizacijsko skupljanje je smanjeno i iznosi <1,9% [77]. Materijal je relativno nov, ali uzimajući u obzir dobre odlike i skraćivanje vremena potrebnog za izradu ispuna, zasigurno će biti sve češće primjenjivan materijal.

#### **3.9.6.4 Količina monomera**

Stepen polimerizacionog skupljanja izravno zavisi i o količini i tipu monomera [78], količini i sastavu punioca te stepenu konverzije monomera. Povećanjem količine anorganskog punioca, kao i udjela organskog matriksa (TEGDMA), manje je monomera u mogućnosti reagirati i tako je iznos skupljanja manji. Polimerizacijska kontrakcija svedena je na 1% kod kompozita s visokim anorganskim sadržajem (hibridni kompozitni materijali), posebno ako se radi o prepolimeriziranim česticama punioca. Ovako obrađene čestice ne podliježu ponovnoj kontrakciji pri polimerizaciji, a povećavaju težinski udio punioca za 15%. Inkorporacijom  $\beta$ -kvarc stakleno keramičkih čestica prije polimerizacije također se smanjuje skupljanje materijala.

U posljednje vrijeme grupa stručnjaka zaokupljena je idejom o sintezi neskupljajućih kompozitnih materijala koji sadrže nove ekspanzirajuće monomere [79]. Izvedena su ispitivanja sa spiroortokarbonatima koji u kombinaciji s trikomponentnim epoksikomonomerom ekspandiraju pri kationskoj fotopolimerizaciji između 3,4 i 3,9% [80]. Aliciklički spiroortokarbonat sastoji se od četiri prstena, po dva sa svake strane spiroortokarbonata. Ekspanzija se postiže otvaranjem dvostrukog prstena spiro molekule, kidanjem dvije kovalentne veze i stvaranjem nove. Mehanička i fizička svojstva, apsorpcija vode, topljivost i stepen polimerizacije takvih kompozita bili bi prihvatljivi za stomatološku kliničku uporabu. Nažalost, spiroortokarbonati nisu kompatibilni s danas najčešćim monomerima koji tvore organski matriks kompozitne smole BISGMA/TEGDMA ili UDMA/TEGDMA.



## 4 ZAKLJUČAK

Zbog niza negativnih posljedica na postavljenu restauraciju, neophodno je riješiti problem polimerizacijske kontrakcije. Uprkos značajnim naporima, nijedna od novijih razvijenih kompozitnih smola nije dovoljno uspješna u rješavanju ovog problema. Stoga je neophodno kontinuirano razvijanje kompozitnih smola sa smanjenim polimerizacijskim skupljanjem.

Racionalnim odabirom i upotrebom savremenih dentalnih materijala, pažljivom kontrolom polimerizacionog skupljanja, efektivnim tehnikama postavljanja kompozitnih materijala možemo računati na rezultate koji uključuju smanjenu polimerizacijsku kontrakciju i bolje estetske rezultate.

Preporuke za kliničku praksu:

1. Preparacija poštujući pravila adekvatne adhezivne preparacije kaviteta.
2. Podlaganje kaviteta postavljanjem tzv. liner, tekućih kompozita i GIC čime se smanjuje mogućnost pojave polimerizacionog stesa.
3. Inkrementalna tehnika postavljanja kompozitnog materijala u slojevima debljine 2 mm.
4. Upotreba „soft-start“ polimerizacije, tj. polimerizacije nižeg početnog intenziteta, čime se produžava pregelacijska faza u kojoj je moguće kompenzirati kontrakciju.
5. Upotreba pulsno odložene svjetlosne polimerizacije koja osigurava interval relaksacije u kojem dolazi do smanjenja strasa.
6. Upotreba kompozita promijenjenog hemijskog sastava kao što su silorani, ormoceri ili bulk-fill kompozitni materijali. Osim što su pokazali zadovoljavajući klinički učinak i olakšanu manipulaciju, dokazano je i smanjenje polimerizacione kontrakcije koje iznosi manje od 1%.

## 5 LITERATURA

1. James K. Avery, Daniel J. Chiego, Jr., Osnovi oralne histologije i embriologije, treće izdanje, Beograd, Data Status, 2011, 3:141-170.
2. Beloica D. i sar., Dečja stomatologija, prvo izdanje, Beograd, Elit-Medica, 2000;78-86.
3. Živoković S, Dentin adhezivna sredstva u stomatologiji, prvo izdanje, Beograd, Balkanski Stomatološki Forum,1998,10:37-50.
4. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strenght of adhesive resins. Dent Mater 1990;45-50.
5. Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, et al. Resin adhesion to carious dentin. Am J Dent. 2003;16(1):47-52.
6. Duke ES, Lindemuth J. Variability of clinical dentin substrates. Am J Dent. 1991;4(5):241-6.
7. Perdigão J. Dentin bonding-Variabes related to the clinical situation and the substrate treatment. Dent Mater. 2010;26(2):e24-37.
8. Bowen RL, Marjenhof WA. Development of dentin adhesive bonding system. Oper Dent. 1992;Suppl 5:75-80.
9. Van Meerbek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Brem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralised tissues. Oper Dent. 1992;Suppl 5:111-24.
10. . Vulićević Z R, Stomatološki materijali u dečjoj stomatologiji, Beograd, Beobook, prvo izdanje, 2011;118-161.
11. Causton BE. In vitro assessment of dentin bonding agents. In: Today's Dentist. Proceedings of the international symposium on adhesion, its theory and practice in restorative dentistry. London: Current Medical Literature Ltd. Dent Mater.1995;11(2):117-125.
12. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. Oper Dent. 1995;20(1):18-25
13. Rosales-Leal JI, de la Torre-Moreno FJ, Bravo M. Effect of pulp pressure on the micropermeability and sealing ability of etch & rinse and self-etching adhesives. Oper Dent. 2007;32(3):242-250.

14. Jerolimov V, editor. Osnove stomatoloških materijala [Internet]. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 2005 [cited 2018 Sept 6]. Available from: [http://bib.sfzg.hr/files/user/ipelivan/Osnove stomatoloskih materijala.pdf](http://bib.sfzg.hr/files/user/ipelivan/Osnove_stomatoloskih_materijala.pdf)
15. Stamenković D, Stomatološki materijali, Beograd, Stomatološki fakultet u Beogradu, 2009:291-314.
16. Janović Z, Polimerizacije i polimeri, Zagreb, Hrvatsko društvo kemijskih inženjera i tehnologa, 1997:218.
17. Živković S, Osnovi restaurativne stomatologije, prvo izdanje, Beograd, Data Status, 2011:225-241.
18. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J of Oral Sci* 1997;105(2):97–116.
19. Floyd CJE, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater.* 2006;22(12):1143-9.
20. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24(4):655-65
21. Sideridou I, Karabela M M, Vouvoudi E. Dynamic thermomechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites. *Dent Mater.* 2008;24(6):737-43
22. Gonçalves F, Pfeifer C S, Ferracane J L, Braga R R. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res* 2008;87(4):367-71.
23. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998;14(1):51-6.
24. Stansbury JW. Synthesis and evaluation of novel multifunctional oligomers for dentistry. *J Dent Res* 1992;71(3):434-7.
25. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int.* 2004;35(4):281-6.
26. Ramić B. Utjecaj tehnike postavljanja i polimerizacije na marginalnu adaptaciju kompozitnih ispuna, Novi Sad, Univerzitet u Novom Sadu, Medicinski fakultet, 2016.
27. Yap AU, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent.* 2000;25(2):98-103.

28. Schmalz G. Resin-based composites. In: Schmalz G, Arenholt-Bindslev D, editors. *Biocompatibility of Dental Materials*. Berlin/Heidelberg/Germany: Springer-Verlag; 2009. 99–137.
29. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011;90(4):402-16.
30. Hadis M.A. Polymerisation kinetics and optical phenomena of photoactive dental resins [dissertation]. Birmingham:University of Birmingham, Faculty of Medicine and Dentistry; 2011.
31. O’Neil GA, Torkelson JM. Recent advances in the understanding of the gel effect in free radical polymerization. *Trends Polym Sci* 1997;5(11):349–355.
32. Sperling LH. *Introduction to physical polymer science*. 1St ed. New York: Wiley–Interscience; 1986.
33. Kleverlaan CJ and Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*. 2005;21(12):1150-7
34. Ferracane JL. Placing dental composites—a stressful experience. *Oper Dent*. 2008 May-Jun;33(3):247-57
35. Masuki K, Nomura Y, Bhawal UK, Sawajiri M, Hirata I, Nahara Y, et al. Apoptotic and necrotic influence of dental resin polymerization initiators in human gingival fibroblast cultures. *Dent Mater J*. 2007;26(6):861-869
36. Anseth KS, Newman SM, Bowman CN. Polymeric dental composites: properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. *Adv Polym Sci*. 1995;122:177-217
37. Lovell LG, Stansbury JW, Syrpes DC, Bowman CN. Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerizations. *J Dent Res*. 1999;78(8):1469-76.
38. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylatebased dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013;29(2):139-56.
39. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*. 2000;16(4):292-6
40. Pitel M. Low-Shrink Composite Resins: A Review of Their History, Strategies for Managing Shrinkage, and Clinical Significance *Compend Contin Educ Dent*. 2013;34(8):578-90.

41. Petrović Lj. Odnos fenomena mikrocurenja i jačine veze dentin-vezujućih sredstava kompozitnih sistema. Monografija 78, Novi Sad 2009.
42. Ilie N. Influence of various light curing regimes on the polymerization shrinkage and stress of dental restorative materials [dissertation]. München: Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians Universität München. 2008.
43. Karthick K, Sivakumar K, Geetha Priya PR, Shankar S. Polymerization shrinkage of composites- a review. *J Indian Dent Assoc Sullia*. 2011;2:32–6.
44. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech*. 2010;2010. pii: 131630. doi: 10.4061/2010/131630.
45. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MP, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements – What do we need to know? *Braz Oral Res*. 2017;31(suppl 1):e62. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0062.
46. Soh MS, Yap Auj, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent*. 2004;29(1):9-15.
47. Quinlan Ca, Zister DM, Tipton KF, O’Sullivan MI. In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer. *Int Endod J*. 2002;35(1):47-55.
48. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composites. *Oper Dent*. 2003;28(3):307-14.
49. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing unit. *Oper Dent*. 2004;29(3):287-94.
50. Miyazaki M, Fukuishi K, Onose H. Influence of light irradiation on the volumetric change of polyacid modified resin composites. *J Dent*. 1999;27(2):149-53
51. Santos MJMC, Santos GC, Filho HN, Mondelli RFL, Mowafy OE. Effect of light curing method on volumetric polymerization shrinkage of resin composites. *Oper Dent* 2004; 29(2):157-61.
52. Yap AU, NG SC, Siow KS. Soft-start polymerization: Influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*. 2001;26(3):260-6.

53. Knežević A, Demoli N, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G. Measurement of linear polymerization contraction using digital laser interferometry. *Oper Dent* 2005;30(3): 346-352.
54. Ernst CP, Kurschner R, Ripin G, Wilershausen B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. *Am J Dent*. 2000;13(2):69-72
55. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater*. 2002;18(6):436-44
56. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: Dynamics of the polymerization. *Biomaterials*. 1996;17(24):2313-8.
57. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a lightcured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent*. 1998;11(1):17-22
58. Retief DH. Do adhesive prevent microleakage? *Int Dent J*. 1994;44(1):19-26.
59. Dauviller BS, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res*. 2000;79(3):818-23
60. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res*. 2001;80(6):1570-3.
61. Nielsen LE. Mechanical properties of polymers and composites, [Internet]. Second edition. NY: Marcel Dekker Inc; 1995 [cited 2018 Sept 6]. Available from: <https://www.scribd.com/doc/67026453/Mechanical-Properties-of-Polymers-and-Composites-Nielsen>
62. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1999;(25):S4-15; quiz S73.
63. Froes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dent Mater*. 2010;26(9):908-14.
64. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):962-70.
65. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-ir to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater*. 2004;20(8):766-77.

66. Cook WD, Simon GP, Burchill PJ, et al. Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins. *Journal of Applied Polymer Science* 1997; 64(4):769 - 781 .
67. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(6):340-50
68. Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, Petschelt A, Eliades G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. *Dent Mater*. 2009;25(4):514-9.
69. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dent Mater*. 2014;30(6):613-8
70. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater*. 2005; 21(1): 68-74.
71. Solutions.3m [Internet]. Neuss: Solutions.3m; 2011 [cited 2018 Jan 13]. Available from:[http://solutions.3deutschland.de/wps/portal/3M/de\\_DE/3M\\_ESPE/DentalManufacturers/Products/DentalResortativeMaterials/DentalComposites/PosteriorFillings/](http://solutions.3deutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/3M_ESPE/DentalManufacturers/Products/DentalResortativeMaterials/DentalComposites/PosteriorFillings/).
72. Kusgoz A, Yesilyurt C, Yoldas OH, Ozil M, Tanriver M. Silorane-based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in class II cavities. *J Esthet Restor Dent*. 2011;23(5):336-7.
73. Burke FJ, Crisp RJ, James A, Pal A, Sands P, Palin WM. Two year clinical evaluation of low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater*. 2011;27(7):622-30.
74. Raed Ajlouni, BDS, MS;a Samir E. Bishara, BDS, DDS, D Ortho, MS;b Manal M. Soliman, BDS, MS;c Charuphan Oonsombat, DDS, MS;d John F. Laffoon, BS;e John Warren, DDS, MSf The Use of Ormocers as an Alternative Material for Bonding Orthodontic Brackets. *The Angle Orthodontist*. *Angle Orthod*. 2005;75(1):106-108.
75. Litz R. Ormocer filling of posterior teeth. *J Dent*. 2017 Feb;57:86-90.
76. Annelies V.E, Jan D.M, Kirsten V.L, Bart V.M. Effect of Bulk-filling on the Bonding Efficacy in Occlusal Class I Cavities. *J Adhes Dent*. 2016;18(2):119-124.
77. André F.R. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Braz Oral Res*. 2017;31(suppl 1):e59
78. Puckett A D , Smith R. M ethod to measure polymerization shrinkage of light cured composites. *J Prosthet Dent*. 1992;68(1):56-58.

79. Eick J D, Robinson S J, By Erley T J, Ch A Ppelow C C. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int.* 1993;24(9):632-640.
80. By Erley T J, Eick J D , Chen G P, Ch A Ppelow C C, M Illich F. Synthesis and polymerization of new expanding dental monomers. *Dent Mater.* 1992;8(6):345-50.
81. Rodríguez-Lozano FJ, Insausti CL, Iniesta F, Blanquer M, Ramírez MD, Meseguer L, Meseguer-Henarejos AB, Marín N, Martínez S, Moraleda JM. Mesenchymal dental stem cells in regenerative dentistry. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(6):e1062-7.
82. Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ. Bisphenol A and Related Compounds in Dental Materials Pediatrics. 2010;126(4):760-8.
83. Liu W, Meng H, Sun Z, Jiang R, Dong CA, Zhang C. Phosphoric and carboxylic methacrylate esters as bonding agents in self-adhesive resin cements. *Exp Ther Med.* 2018;15(5):4531-4537
84. Tajau, Rida; Ibrahim, Mohammad Izzat; Yunus, Nurulhuda Mohod; Mahmood, Mohd Hilmi; Salleh, Mek Zah; Salleh, Nik Ghazali Nik. Development of Palm Oil-Based UV-Curable Epoxy Acrylate and Urethane Acrylate Resins For Wood Coating Application AIP Conference Proceedings;2014, Vol. 1584, p164
85. Light curing: do we underestimate the importance of our light source? [Blog on the Internet]. UK: DENTISTRY.co.uk; 2014 October 29. [cited 2018 Jun 20]. Available from: <https://www.dentistry.co.uk/2014/10/29/light-curing-underestimate-importance-light-source/>
86. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl 1):e61
87. Zakavi F, Golpasand Hagh L, Sadeghian S, Freckelton V, Daraeighadikolaei A, Ghanatir E, Zarnaghash N. Evaluation of microleakage of class II dental composite resin restorations cured with LED or QTH dental curing light; Blind, Cluster Randomized, In vitro cross sectional study. *BMC Res Notes.* 2014 3;7:416.
88. Richard B.Price, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials.* 2003;24(6):1021-1013.
89. Al-Saleh M, editor. A Novel Technique for Class II Composite Restorations with Self-adhesive Resin Cements [Internet]. Toronto: Graduate Department Biomaterials,



Faculty of Dentistry University of Toronto; 2009 [cited 2018 Sept 9] . Available from:  
[https://www.researchgate.net/profile/Mohammed\\_Al-Saleh/publication/266582360\\_A\\_Novel\\_Technique\\_for\\_Class\\_II\\_Composite\\_Restorations\\_with\\_Self-adhesive\\_Resin\\_Cements/links/555424b908aeaaff3bf1b327/A-Novel-Technique-for-Class-II-Composite-Restorations-with-Self-adhesive-Resin-Cements.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Mohammed_Al-Saleh/publication/266582360_A_Novel_Technique_for_Class_II_Composite_Restorations_with_Self-adhesive_Resin_Cements/links/555424b908aeaaff3bf1b327/A-Novel-Technique-for-Class-II-Composite-Restorations-with-Self-adhesive-Resin-Cements.pdf)

90. KH Haas, H Wolter. Synthesis, properties and applications of inorganic–organic copolymers (ORMOCER®s). *Current Opinion in Solid State and Materials Science*. 1999;4(6):580-571.

## 6 BIOGRAFIJA

Hodžić Medina rođena je 21.10.1993. godine u Zagrebu.

Započinje osnovno obrazovanje 2000. godine u O.Š. „Grbavica I“, a završava odličnim uspjehom u O.Š. „Malta“ u Sarajevu. Srednjoškolsko obrazovanje nastavlja 2008. godine u J.U. „Treća gimnazija“ Sarajevo, gdje je prva dva razreda pohađala opći smjer, a posljednja dva razreda prirodni smjer i završava je 2012. godine odličnim uspjehom.

Univerzitetski studij (integrisani studij prvog i drugog ciklusa) na Stomatološkom fakultetu u Sarajevu upisala je akademske 2012./2013.-te god., a uslove za odbranu završnog rada integrisanog studija prvog i drugog ciklusa/diplomskog rada, stekla je akademske i 2017./2018. godine.

Aktivno se služi engleskim jezikom.

Od 2016. godine je aktivni član organizacije BIMA.