

KOMPOZITNI MATERIJALI

Dr.sc. Alena Knežević
Prof.dr.sc. Zrinka Tarle

Zavod za dentalnu patologiju
Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Kompozit se definira kao kombinacija dvaju ili više kemijski različitih materijala s jasnim graničnim spojem između komponenti i svojstvima boljim od pojedinačnih komponenti.

Sastoje se od tri dijela: organske smolaste matrice, anorganskih čestica punila i svezujućeg sredstva. U sastav kompozita ulaze i stabilizatori boje, inhibitori, pigment i aktivatorski sustav.

SASTAV

1. Organska smolasta matrica

je monomer velike molekulske težine kao što je bisfenol-A-glicidil metakrilat (Bis-GMA) ili uretan dimetakrilat (UDMA). Bis-GMA je aromatski metakrilat kojeg je prvi put otkrio Rafael Bowen u ranim 60-tim godinama. Terminalne metakrilatne grupe mjesta su gdje se odvija slobodna radikalna polimerizacija. Relativno je rigidan polimer jer ima dva benzenska prstena blizu centra.

Dva su nedostatka Bis-GMA: upitna stabilnost boje i visoka viskoznost. Visoka viskoznost rezultat je -OH grupa i vodikove sveze. Za smanjenje viskoznosti dodaju se nisko-molekulski monomeri kao što je trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) i etilenglikol dimetakrilat (EDMA). Osim što smanjuju viskoznost Bis-GMA, povećavaju unakrsno povezivanje monomera te konačnu čvrstoću.

UDMA (uretan dimetakrilat) se također često rabi kao organska komponenta u kompozitnim materijalima. Prvi put je uveden 1974. god. i ima nisku viskoznost.

Do sada nema dokaza da su kompozitni materijali temeljeni na Bis-GMA bolji od onih koji u svom sastavu sadrže UDMA (1).

Osim navedenih kao modifikatori viskoznosti dolaze i BIS-EMA (bisfenol-A-etil metakrilat), EGDMA (etilenglikol dimetakrilat), DEGDMA (dietilenglikol dimetakrilat), TEGDMA (trietilenglikol dimetakrilat), MMA (metil metakrilat), MAA (metakrilna kiselina), HEMA (2-hidroksietilmetakrilat) i dr.

Metil metakrilat i metakrilna kiselina iritiraju i hlapljivi su. Tip i koncentracija razrjeđivača koji se dodaje u BIS-GMA, djeluju na fizikalna svojstva tekuće faze kompozitnog materijala. Smanjenjem koncentracije i povećanjem molekulske mase razrjeđivača raste viskoznost i površinska napetost tekuće faze.

Budući da količina organskog punila utječe na polimerizacijsko skupljanje, pokušalo se ovaj nedostatak ublažiti dodatkom ekspandirajućih monomera kao što su spiroortokarbonati (SOC). Međutim, SOC nisu našli širu primjenu zbog nekompatibilnosti s ostalim monomerima nazočnim u organskoj matrici.

2. Anorgansko punilo

Veličina čestica varira od materijala do materijala, a po sastavu su: koloidna silica, barij-silikat, stroncij/borosilikatno staklo, kvarc, zink silikat, litij aluminij silikat, itrijev- i iterbijev trifluorid, od kojih svaki ima zasebne karakteristike npr.:

- koloidni silicij ima veličinu čestica manju od 0,1 mikron, inertne su i imaju nizak koeficijent toplinske ekspanzije, a pridonose boljoj kondenzibilnosti i poliranosti kompozitnog materijala
- barij silikatno staklo ima srednju tvrdoću i vrlo je radioopak
- kvarc je vrlo stabilan ali takvi kompozitni materijali se teško poliraju i mogu djelovati abrazivno za antagoniste.

Najčešće rabljeno punilo u 1970-tim godinama je bio kvarc zbog svoje kemijske inertnosti i velikog refraktornog indeksa. Nedostaci su mu nedostatna radioopaknost, visoki koeficijent toplinske ekspanzije i abrazivnost.

Stupanj poliranosti kompozitnog materijala uvjetovan je veličinom čestica punila. Općenito, što je manji promjer čestica, to će lakše biti ispolirati kompozitni ispun.

Fizička svojstva kompozitnih materijala određena su količinom anorganskog punila. S određenim limitom, što je viši udio punila, to su bolja fizička svojstva kompozitnog materijala (jer je manji udio smole). Npr. koeficijent toplinske ekspanzije, apsorpcije vode, polimerizacijskog skupljanja opada, dok modul elastičnosti, tlačna i vlačna snaga raste (odnosno čvrstoća i tvrdoća) jer čestice punila raspoređuju opterećenje aplicirano na zub.

Udio anorganskog punila može biti izražen u volumnom ili težinskom udjelu. Češće se koristi težinski nego volumni udio.

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

- "makro" punilo - veličina čestica 10 - 100 mikrona
- "midi" punilo - veličina čestica 1 - 10 mikrona
- "mini" punilo - veličina čestica 0,1 - 1 mikron
- "mikro" punilo - veličina čestica 0,01 - 0,1 mikron
- "nano" punilo - veličina čestica 0,005 - 0,01 mikron (1,2)

3. Svezujuće sredstvo

Primarno svojstvo svezujućeg sredstva je osigurati trajnu vezu punila s organskom smolom. Silanizirajuće spojno sredstvo to omogućuje sprječavajući hidrolitičku degradaciju spoja punilo/smola koja bi mogla rezultirati frakturama u smoli, te omogućavajući raspodjelu stresa između smole i punila. Najčešće svezujuće čestice silanizirajućeg spojnog sredstva koje se rabi za povezivanje čestica anorganskog punila i smolastog matriksa su organosilani, među kojima je najčešći gama-metaksiloksipropiltrimetoksi silan.

KOMPOZITNI MATERIJALI

Silanizirajući agens je bifunkcijska molekula, silanizirajuće grupe na jednom kraju svezuju se za hidroksilne skupine anorganskog punila preko reakcija kondenzacije i tako ostvaruju siloksanse sveze. Metakrilatne skupine na drugom kraju podliježu adicijskoj polimerizaciji pri svjetlosnoj ili kemijskoj aktivaciji stvrdnjavanja smole. Silanizirajući agens ne prekriva homogenu česticu anorganskog punila.

4. Ostale komponente

a) Inicijatori polimerizacije

Za kemijsko stvrdnjavajuće smole, benzoil peroksid i tercijarni amini služe kao izvor slobodnih radikala. Tercijarni amini kao N,N-dimetil-p-toluidin i N,N-dihidroksietil-p-toluidin najčešće se rabe i to češće N,N-dihidroksietil-p-toluidin jer N,N-dimetil-p-toluidin češće uzrokuje diskoloracije.

Za svjetlosno stvrdnjavajuće kompozitne materijale, koristi se diketon fotoaktivator, kao što je kamforokinon (s maksimumom apsorpcije na 468 nm) u svezi s tercijarnim alifatskim aminom, kao što je N,N-dimetil aminoetil metakrilat, te fenil propan dion (PPD) (s maksimumom apsorpcije na 410 nm).

b) Inhibitori polimerizacije

Budući da metakrilatni monomeri mogu polimerizirati spontano dodaju im se inhibitori polimerizacije kao što su monometil eter ili hidrokinon. Hidrokinon uzrokuje diskoloraciju. Osim njega se rabe monometilni eter hidrokinon i butilirani hidroksitoluen.

c) Absorberi UV-zraka (ili UV-stabilizatori)

Dodaju se zbog stabilnosti boje apsorpcijom elektromagnetskog zračenja koje može uzrokovati diskoloraciju. Najčešće se rabi 2-hidroksi-4-metoksi-benzofen (1,2,3,4).

VRSTE DIREKTNIH KOMPOZITNIH MATERIJALA

Postoji nekoliko klasifikacija kompozitnih materijala. Najviše se rabi klasifikacija kompozitnih materijala temeljenih na veličini čestica punila. Postoje 4 tipa:

1. Tradicionalni (konvencionalni) kompozitni materijali
2. Kompozitni materijali temeljeni na makropunilu ili makropunjeni kompozitni materijali
3. Mikropunjeni kompozitni materijali
4. Hibridni kompozitni materijali.

1. Tradicionalni ili konvencionalni kompozitni materijali

- 70-80% tež. udjela anorganskog punila
- veličina čestica 20-50 mikrona
- nedostaci: hrapavost, diskoloracija
- diskoloracija nastaje zbog nazočnosti tercijarnih amina koji se pod utjecajem UV svjetla pretvaraju u žuto, i to obično u intervalu od 18 do 24 mjeseca
- površinska hrapavost se povećava sa starošću materijala zbog trošenja ili gubitka površinskih čestica matriksa
- danas se rijetko koriste zbog lošeg poliranja, nestabilnosti i diskoloracije
- poznati su i kao makropunilo s velikim česticama

2. Makropunjeni kompozitni materijali

- 70-80% tež. udjela anorganskog punila
- čestice veličine 0,02-0,04 mikrona
- visoka poliranost i estetski izgled
- ne preporuča se uporaba u područjima s visokim žvačnim tlakom

- često je marginalno puzanje
- niska otpornost na tlak pa se ne preporuča uporaba kod kaviteta IV razreda
- fizička svojstva lošija zbog niskog udjela anorganskog punila
- visok koeficijent toplinske ekspanzije u odnosu na ostale kompozitne materijale
- veća apsorpcija vode
- veće polimerizacijsko skupljanje
- niži modul elastičnosti
- niža tlačna snaga
- niža otpornost na lom
- niži modul elastičnosti te zbog toga niža fleksibilnost nego mikropunilo pa se stoga preporučuju za kavitete V razreda zbog fleksije zuba
- pukotine ili frakture se obično događaju na spoju između prepolimeriziranih čestica punila i organskog matriksa zbog slabe sveze u ovom dijelu
- ograničena dubina stvrdnjavanja u usporedbi s ostalim kompozitnim materijalima

3. Mikropunjeni kompozitni materijali

- budući da su čestice male, imaju 1000 do 10000 puta veću površinu čestica nego konvencionalni kompozitni materijali. Povećanje površine mora biti navlaženo s organskom matricom što rezultira znatnim povećanjem viskoznosti. Ovo povećanje viskoznosti ograničava udio punila na 35 do 50% mase
- sa svrhom povećanja udjela anorganskog punila i smanjenja viskoznosti, koriste se prepolimerizirane čestice silicij dioksida. Ovo podrazumijeva dodatak 0,04 mikrona veličine čestica silicij dioksida u polimeriziranu smolu do koncentracije 60% težinskog udjela punila. Tijekom polimerizacije monomer se formira u nakupine veličine 5 - 50 mikrona koje se uz čestice silikon dioksida veličine 0,04 mikrona dodaju smolastom matriksu što povećava postotni udio punila i minimalizira porast viskoznosti. Slaba točka ovih kompozitnih materijala je sveza između prepolimeriziranih čestica i organske matrice. Ovo uzrokuje frakture pod visokim tlačnim opterećenjem.

4. Hibridni kompozitni materijali

- 70-80% težinskog udjela punila
- čestice veličine 0,04-5 mikrona
- prosječna veličina čestica veća ili jednaka 1 mikron
- mikrohibridi: prosječna veličina čestica manja od 1 mikron
- obično su radioopakni
- fizička svojstva su između konvencionalnih i makropunjenih sa sitnim česticama punila
- rezistentni na frakture

Translucencija kompozitnih materijala ovisi o dva faktora:

1. indeksu refrakcije:

ako indeks refrakcije matriksa prelazi indeks refrakcije punila, kompozitni materijal će biti translucentan. U suprotnom, svjetlo će se raspršavati i kompozitni materijal će biti opak, indeks refrakcije matriksa > indeksa refrakcije punila = translucencija

2. valna duljina (veličina čestica punila):

ako je valna duljina čestica blizu valnoj duljini svjetla, čestice će apsorbirati svjetlo i kompozitni materijal će biti opak (1,2,3,4).

TEHNIKA JETKANJA

Tehniku jetkanja cakline uveo je 1955. godine dr. Michael Buonocore koristeći 85%-tnu fosfornu kiselinu. Tehniku je modificirao Silverstone rabeći 35%-tnu koncentraciju fosforne kiseline (5).

Svrha jetkanja je:

1. povećanje površinske energije potrebne za vlaženje i adheziju
2. kemijsko čišćenje koje također pridonosi vlaženju površine i adheziji
3. stvaranje mikropora za mehaničku retenciju.

Svrha je maksimalno otapanje cakline s minimalnom precipitacijom kalcij-fosfatnih soli.

Neki autori smatraju da je koncentracija veća od 30% učinkovitija od koncentracije manje od 27% jer ta koncentracija uzrokuje formiranje dihidratnih soli kalcija (kalcij-fosfat dihidrat) koje je teško isprati sa caklinske površine što može spriječiti penetraciju smole u mikropore. Maksimalno otapanje kalcija događa se prema nekim istraživanjima pri koncentraciji 30-40% dok drugi smatraju da koncentracije manje od 30% ne utječu značajnije na snagu sveze.

Ostale kiseline, uključujući piruvatičnu i nitričnu, testirane su i pokazale su se učinkovite kao sredstva za jetkanje.

Standardno jetkanje cakline predmnijeva aplikaciju 37%-tne ortofosforne kiseline 15 do 30 sekundi, 15 sekundi ispiranje te 15 sekundi sušenje. Istraživanja, međutim, pokazuju da vrijeme ispiranja kraće od 1 sekunde može biti rabljeno bez utjecaja na snagu sveze.

Jetkanje 15 sekundi proizvodi snagu sveze jednaku onoj pri jetkanju 60 sekundi i ne utječe značajno na pukotinu (6,7).

Ukoliko je jetkana površina kontaminirana vlagom, dodatno jetkanje u trajanju od 10 sekundi prevenirat će slabljenje snage sveze do koje dolazi uslijed kontaminacije vlagom. Ovo smanjenje može iznositi 50 do 70%.

Dubina otapanja cakline uzrokovane jetkanjem iznosi 10 do 15 mikrona. Postoji korelacija između dubine jetkanja i snage sveze (8).

Iako tekući oblik kiseline za jetkanje omogućava jednoličnije jetkanje i veći broj zubaca nego kiselina u obliku gela, nije utvrđena razlika u snazi sveze između ta dva oblika kiseline. Ipak se preferira jetkanje gelom zbog bolje kontrole sredstva za jetkanje na površini zuba.

Nakon djelovanja 37%-tne ortofosforne kiseline u trajanju od 60 sekundi, Silverstone opisuje tri različita efekta djelovanja:

1. zona jetkanja cakline
2. zona kvalitativne poroznosti
3. zona kvantitativne poroznosti.

Površinska zona jetkanja cakline zahvaća tanki sloj od 10 mikrometara, koje se odstranjuje mlazom vode, tako da postoji manjak tkiva u odnosu na okolnu caklinu koja nije tretirana.

Druga zona se proteže 20 mikrometara u dubinu ispod prve zone. Tu dolazi do kvalitativnog razaranja caklinskih prizama, što se u polarizacijskom svjetlu izražava kao poroznost, zbog velike redukcije negativne fotoelastičnosti cakline.

Treća zona se nastavlja na drugu i proteže daljnjih 20 mikrometara u dubinu cakline.

Svaka od ove tri zone u caklini pokazuje različiti stupanj poroznosti kao posljedicu djelovanja fosforne kiseline u dubinu cakline (5,6).

Preporuča se zakošenje caklinskih rubova prije jetkanja zbog:

1. smanjenja nastanka mikropukotine
2. bolje estetike (bolja adaptacije kompozitnog materijala za zubnu strukturu)
3. povećanje snage sveze: transversalno rezana caklina kad se jetka omogućuje čvršću svezu zuba s caklinom nego jetkana longitudinalno rezana caklina. Ovo nastaje zbog toga što su caklinske prizme potpunije izložene sredstvu za jetkanje te je time jetkanje potpunije i omogućeno je stvaranje većeg broja retencijskih zubaca (8).

POSTUPCI POLIMERIZACIJE

1. kemijski aktivirana

Smole koje polimeriziraju na ovakav način su dvokomponentne od kojih jedna pasta sadrži tercijarni amin kao aktivator, a druga benzoil peroksid kao inicijator. Budući da se miješaju ručno, porozni su zbog inkorporacije mjerhurica zraka.

2. aktivirana vidljivim (plavim) svjetlom

Ove smole sadrže kamforčinon (0,25%) kao fotoinicijator i tercijarni amin u jednoj tubi. Kamforčinon ima apsorpcijski spektar od 390 - 510 nm, s maksimumom apsorpcije na 470 nm. Pri ekspoziciji svjetlu, kamforčinon prelazi u pobuđeno stanje. Uzima elektron od amina i dolazi do stvaranja slobodnih radikala koji zatim iniciraju proces polimerizacije. Tercijarni amin je poznat kao koinicijator, odnosno ne apsorbira svjetlo, ali reagira s aktiviranim fotoinicijatorom da bi došlo do stvaranja slobodnih radikala. Nazočni su i inhibitori kako bi održali stabilnost na svjetlu.

Konvencionalni uređaji koriste halogene žarulje kako bi proizveli bijelo svjetlo koje filtracijom daje plavo svjetlo valne duljine 400 - 540 nm. Zadnjih nekoliko godina proizvedene su halogene žarulje koje emitiraju plavo svjetlo početnog nižeg intenziteta nakon čega slijedi veći intenzitet tzv. soft-start uređaji. Svrha im je osigurati rubni integritet ispuna jer se smola polimerizira sporije u početnoj fazi stvrdnjavanja nego kao što je to kod klasičnih halogenih uređaja. Ovo omogućuje otjecanje kompozitnog materijala tijekom početne faze polimerizacije, minimizirajući stres koji nastaje na svezujućim površinama (9).

Tri su vrste soft-start halogenih uređaja:

- dvo-stupanjaska polimerizacija
- eksponencijska polimerizacija
- pulsno odgođena polimerizacija.

Dvo-stupanjaska polimerizacija - razdoblje niskog početnog intenziteta (obično 100-200 mW/cm²) nakon čega slijedi period visokog intenziteta (600-800 mW/cm²)

Eksponencijska polimerizacija - počinje s niskim intenzitetom i povećava se postupno do konačnog (visokog) intenziteta

Pulsno odgođena polimerizacija - emitira svjetlo u kratkim vremenskim intervalima. Preporuča se završna polimerizacija intenziteta 600-800 mW/cm² (10).

Halogene žarulje visokog intenziteta (1000 - 2000 mW/cm²) uvedene su nedavno na tržište kako bi osiguralo brzo stvrdnjavanje kompozitnih materijala u odnosu na klasične halogene žarulje. Alternativni uređaji visokog intenziteta su plazma uređaji i argonski laser. Plazma uređaji rabe

KOMPOZITNI MATERIJALI

kсенonski izvor svjetla. Ioniziranjem čestica plina (plazma) proizvodi se jako svjetlo te se filtrira kako bi se dobilo plavo svjetlo (11,12).

Argonski laser emitira plavo svjetlo vrlo uske valne duljine. Ovi uređaji rabe optičko vlakno za transmisiju svjetla. Nedostatak mu je visoki intenzitet koji uzrokuje brzu polimerizaciju te nastanak pukotine među svezanim površinama (13).

Pulsni laser emitira energiju u kratkim intervalima - nanopulsevima. Prodornost i intenzitet nanopulseva omogućuje saturacijski učinak i jednakomjernu konverziju cijelom dubinom kompozitnog uzorka, a vrijeme između nanopulseva osigurava relaksaciju molekula i smanjenje stresa polimerizacijskog skupljanja. Međutim, unatoč postignutim dobrim rezultatima, klinička primjena laserskih izvora svjetlosti bit će moguća tek smanjivanjem kako veličine aparata tako i njihove cijene (14).

Najnovija dostignuća su uređaji temeljeni na plavim diodama (LED - light emitting diode). Diodni polimerizatori imaju nekoliko prednosti u odnosu na standardne halogene uređaje. Prvo, plave diode emitiraju svjetlo uske valne duljine. Plave diode (koje koriste galij-nitrid kao poluvodič) proizvode vidljivo svjetlo valne duljine 450 - 490 nm s maksimumom na 460 nm. Ovo je idealno za materijale koji imaju najčešće rabljeni fotoinicijator - kamforkinon. Budući da emitiraju svjetlo uske valne duljine, zahtijevaju manju snagu što znači da se mogu puniti odnosno raditi uz napajanje baterijom, što omogućava proizvodnju relativno malih, bežičnih i prenosivih uređaja. Također, vijek trajanja im je barem 10 puta duži od halogenih žarulja (halogene žarulje traju 50 - 100, a diode nekoliko tisuća sati), jer nema oštećenja filtera, reflektora i bulbosa kao kod halogenih žarulja, što reducira jakost izlaznog intenziteta svjetla. Polimerizatori bazirani na diodnoj tehnologiji ne zahtijevaju uporabu filtera te proizvode znatno nižu temperaturu. Važno je uočiti da budući da diodni polimerizatori emitiraju svjetlo uske valne duljine, materijali s apsorpcijskim spektrom fotoaktivatora izvan ovih intervala neće biti adekvatno polimerizirani (9,15,16,17).

PREDNOSTI SVJETLOSNO-POLIMERIZIRAJUĆIH SUSTAVA U ODNOSU NA KEMIJSKO-POLIMERIZIRAJUĆE SUSTAVE

1. dugo vrijeme rukovanja
2. veći stupanj konverzije
3. manja poroznost
4. veća stabilnost boje
5. ušteda vremena.

Mogući nedostaci svjetlosno-polimerizirajućih smola u usporedbi s kemijsko-aktivirajućim je nejednolična polimerizacija te opadanje stupnja konverzije s obzirom na dubinu, te teži prodor svjetla u duboke dijelove kaviteta.

Polimerizacija kompozitnih materijala zbiva se brzo tako da neke polimerne molekule imaju neizreagirane dvostruke ugljikove sveze na krajevima lanaca; neizreagirani monomer je zaglavljnjen unutar polimerne mreže; stupanj konverzije govori koliko je omjer izreagiranoeg spram neizreagiranoeg monomera. Drugim riječima, stupanj konverzije je postotak dvostrukih ugljikovih sveza konvertiranih u jednostruke kao rezultat polimerizacijskog procesa.

Stupanj konverzije svjetlosno polimeriziranih kompozitnih materijala ovisan je o nekoliko čimbenika uključujući postotni udio anorganskog punila i veličinu čestica punila. Što je veći udio anorganskog punila, veći je i stupanj konverzije. Što je manja veličina čestica punila, to je manji stupanj konverzije, vjerojatno zbog raspršenja svjetla na površini malih čestica punila što smanjuje intenzitet svjetla (18).

Stupanj konverzije također je uvjetovan vremenom ekspozicije kompozitnog materijala plavom svjetlu. Što je duže vrijeme ekspozicije veći je i stupanj konverzije.

Stupanj konverzije kompozitnih materijala koji sadrže Bis-GMA ovisan je o količini TEGDMA. Što je veća koncentracija TEGDMA, veći je stupanj konverzije, vjerojatno zbog toga što TEGDMA povećava mobilnost molekula, a time i njihovu reaktivnost.

Stupanj konverzije metakrilatnih dvostrukih sveza, kao i dvostrukih sveza u razrjeđivačima kao što je TEGDMA, važan je za fizička svojstva. Kako raste stupanj konverzije, tlačna i vlačna snaga i čvrstoća, s porastom stupnja konverzije raste i otpornost na lom. Stupanj konverzije kreće se u iznosu od 44 do 74% po jednim studijama te 55 do 75% po drugim (9,14,15).

Nakon aktivacije svjetlom, kompozitni materijali nastavljaju proces polimerizacije tijekom 24 sata, ali glavni dio se odvija pod utjecajem svjetla (80 do 85%). Smatra se da je TEGDMA glavni čimbenik odgovoran za polimerizaciju u post-iradijacijskom razdoblju: što je veća koncentracija TEGDMA-a, manja je polimerizacija u postiradijacijskom razdoblju jer TEGDMA uzrokuje veći inicijalni stupanj konverzije zbog veće mobilnosti molekula i veće reaktivnosti.

Držanje kompozitnih materijala u tamnim prostorijama i u hladnjaku produžava im vrijednost uspoređujući dekompoziciju peroksidnih inicijatora.

Principi pravilne polimerizacijske tehnike:

1. slojevito postavljanje kompozitnog materijala
 - osigurava kompletnu polimerizaciju koja reducira rezidualni monomer i sprječava gubitak materijala zbog nedovoljno polimerizirane smole u retencijskim područjima
 - reducira stres uslijed polimerizacijskog skupljanja koji može uzrokovati nastanak mikropukotine i pupuštanje
2. slojevi ne smiju biti deblji od 2 mm, naročito kada se radi s mikropunilima ili tamnijim bojama
3. polimerizacija 40 sekunda - ako se polimerizira preko zubne strukture treba produžiti vrijeme polimerizacije, kao i kod polimerizacije faseta, inleja i cementiranja intrakanalnih estetskih kolčica.

SKUPLJANJE KOMPOZITNIH SMOLA

Kompozitne smole skupljaju se 1,6 do 5,7% volumena tijekom polimerizacije zbog skupljanja monomera. Većina vrijednosti je između 1 i 3%. Mikropunjeni i hibridni kompozitni materijali skupljaju se približno isto (oko 3%). Za očekivati bi bilo da će se mikropunjeni kompozitni materijali skupljati više od hibrida, jer imaju manje punila i više matriksa, međutim to se ne događa zbog njihovih prepulimeriziranih čestica. Iako se dugo vjerovalo da svjetlosno-polimerizirajuće smole bliže izvoru svjetla prvo stvrdnjavaju, nedavna istraživanja pokazu-

ju da uvjeti kao što su oblik preparacije i kvaliteta svezane površine zub/ispun imaju više utjecaja na smjer skupljanja nego položaj izvora svjetla. Također se dugo vjerovalo da kemijski stvrdnjavajući kompozitni materijali polimeriziraju primarno spram središta restoracije, no istraživanja pokazuju da ni ovo ne mora biti sasvim točno. Uvjeti svezivanja također uvelike utječu na smjer skupljanja kemijski stvrdnjavajućih smola i ovo može uzrokovati da se smola skuplja u smjeru svezanih površina. Drugi smatraju da kemijski aktivirane kompozitne smole prvo polimeriziraju na svezanim površinama zub/smola, jer je smola ovdje ubrzano aktivirana zbog zagrijavanja od zuba i vjerojatno od komponenti dentinskih svezujućih sredstava (9,15,19,20).

Najčešća posljedica polimerizacijskog skupljanja je stvaranje mikropukotine, naročito na mjestima gdje su rubovi kompozitnog ispuna u dentinu ili cementu. Posljedica toga jest postoperativna osjetljivost, rekurentni karijes, rubno obojenje te ev. pulpitis i nekroza pulpe.

KOMPOZITNI MATERIJALI ZA STRAŽNJE ISPUNE

PREDNOSTI U USPOREDBI S AMALGAMOM

- estetika
- niska toplinska provodljivost
- mehanička adhezija za zubnu strukturu
- nema žive ni galvanizma
- štedi zubnu strukturu
- može ojačati zubnu strukturu
- lako se modelira prije polimerizacije.

NEDOSTACI U USPOREDBI S AMALGAMOM

- zahtijevaju duže vrijeme za aplikaciju
- mikropukotina
- poslijerestoracijska osjetljivost.

Istraživanja nekih autora pokazala su da je otpornost pojedinih kompozitnih materijala za stražnje zube slična amalgamu. Važno je napomenuti da otpornost ovisi o veličini čestica punila. S vremenom nekim kompozitnim materijalima opada otpornost zbog:

- visokih sila između restoracije i antagonista
- stresa nastalog obradom ispuna koji uzrokuje frakture u matriksu.

Submikronski kompozitni materijali (veličina čestica manje od 1 mikrona) ponašaju se drugačije nego supramikronski kompozitni materijali. Submikronski kompozitni materijali su manje otporni i sklони su tzv. "bulk" frakturama u područjima s visokim stresom, vjerojatno zbog prepolimeriziranih čestica anorganskog punila koje su često slabo vezane za organsku matriku.

Svojstva kompozitnih materijala imaju stalnu tendenciju poboljšanja. Mekše čestice punila kao što su barijevo staklo, koriste se umjesto silicij dioksida. Ovo omogućava česticama punila da apsorbiraju više žvačnog stresa umjesto da ga usmjeravaju spram okolnog matriksa koji tada uzrokuje frakture i gubitak čestica punila.

Hibridnim kompozitnim materijalima daje se prednost u odnosu na kompozitne materijale s mikropunilom za restoracije na stražnjim zubima jer imaju veću otpornost na

djelovanje žvačnih sila. Jednako su pogodni za rekonstrukcije u stražnjoj regiji i u području fronte. Kompoziti s mikropunilom se preporučuju za slučajeve gdje je estetska glatka površina nužna, a na mjestu su smanjenog okluzijskog tlaka, te za kavitete koji zahtijevaju fleksibilnost (npr. abfrakcijske lezije i cerviksni defekti).

KONDEZIBILNI KOMPOZITNI MATERIJALI

Restoracije stražnjih zubi kompozitnim materijalima još uvijek su opterećene brojnim poteškoćama: kao što su postojanost boje i oblika, marginalna adaptacija i propuštanje, poslijerestoracijska osjetljivost te poteškoće u postizanju kontaktnih odnosa. Kao mogućnost prevladavanja navedenih poteškoća te kao alternativa amalgamu, uvedeni su 1998. godine kondenzibilni kompozitni materijali. Punjeni su, prema preporuci proizvođača, poroznim ili nepravilnim česticama punila različite veličine čestica a u kavitet se postavlja kao amalgam. Viskozniji su nego standardni kompozitni materijali te je s njima moguće ostvariti bolji interproksimalni kontakt. Neka ispitivanja pokazuju da im je otpornost na žvačne sile jednaka amalgamu, dok druge pokazuju da je jednaka ostalim kompozitnim materijalima. Npr. skupljaju se isto ili čak i više nego standardni kompoziti, te se ipak moraju postavljati slojevito. Proizvođač preporuča postavljanje u tzv. "bulk" tehnici ili 5 mm debelim slojevima što nije nikako za preporučiti s obzirom na dubinu prodora svjetla (21).

TEKUĆI KOMPOZITNI MATERIJALI

Tekuće kompozitne materijale karakterizira niži udio anorganskog punila, niska viskoznost te niži modul elastičnosti. Zbog niskog udjela anorganskog punila, radioopaknost je nedostatna, Nisu pogodni za rekonstrukcije u području visokog žvačnog tlaka. Preporučuju se za kavitete V i III razreda, za minimalno-invazivne preparacije te kao podloga ili "liner" gdje djeluju kao elastični amortizirajući sloj koji smanjuje stres nastao djelovanjem okluzijskog opterećenja (22,23).

Literatura:

1. PEUTZFELD A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997; 105:97-116.
2. ŠUTALO J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Zagreb. Grafički Zavod Hrvatske 1988.
3. HICKEL R, DASCH W, JANDA R, TYAS MJ, ANUSAVICE K. New direct restorative materials. Int Dent J 1998;43:3-16.
4. WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BREM M, VANHERLE G. Composite resins in the 21st century. Quintessence Int 1993; 24(9):641-658.
5. SILVERSTONE LM. The acid etch technique: in vitro studies with special reference to the enamel surface and the enamel-resin interface. Proc. Int. Symp. Acid Etch Tech. North Central Publishing Co, St. Paul, USA. 1975:13.

KOMPOZITNI MATERIJALI

6. TOIDA T, WATANABE A, NAKABAYASHI N. Effect of phosphoric acid etching on dentin for adhesion. *J Jpn Dent Mater* 1996; 15: 231-240
7. PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VAN MEEREBEEK B, TOME AP, VANHERLE G, LOPES A. Morphological field emission-SEM study of effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater* 1996; 12: 262-271
8. UNO S, FINGER WJ. Effects of conditioners on dentine demineralisation and dimension of hybrid layers. *J Dent* 1996; 24: 211-216
9. KNEŽEVIĆ A. Mjerenje skupljanja kompozitnih materijala uporabom digitalne holografske interferometrije. Disertacija. Zagreb, 2002.
10. POONAM J, PERSHING A. Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *JADA* 2003; 134:1215-1223.
11. KNEŽEVIĆ A, TARLE Z, MENIGA A, ŠUTALO J, PICHLER G, RISTIĆ M. Composite resin photopolymerization with plasma light. *J Oral Rehabil* 2002; 29:782-786.
12. TARLE Z, MENIGA A, KNEŽEVIĆ A, ŠUTALO J, RISTIĆ M, PICHLER G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil* 2002; 29:662-667.
13. MENIGA A. Primjena novih svjetlosnih izvora za fotopolimerizaciju kompozitnih materijala. Disertacija. Zagreb, 1992.
14. TARLE Z. Procjena polimerizacijskog učinka pulsno-laserskog izvora svjetlosti u uzorku kompozitnog materijala. Disertacija. Zagreb, 1995.
15. KNEŽEVIĆ A. Polimerizacija kompozitnih smola plavim visokosjajnim svijetlećim diodama. Magistarski rad. Zagreb, 1999.
16. KNEŽEVIĆ A, TARLE Z, MENIGA A, ŠUTALO J, PICHLER G, RISTIĆ M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001; 28:586-591
17. SOH MS, YAP AUJ, SLOW KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent* 2003; 28(4):371-377.
18. LUTZ F, PHILLIPS RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1993; 4:480-488.
19. SAY EX, CIVELEK A, NOBECOURT A, ERSOY M, GULERYUZ C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent* 2003; 28(5):628-635
20. CIVELEK A, ERSOY M, L'HOTELIER E, SOYMAN M, SAY EC. Polymerization shrinkage and microleakage in class II cavities of various resin composites. *Oper Dent* 2003; 28(5):635-642.
21. ALMEIDA JB, PLATT JA, OSHIDA Y, MOORE BK, COCHRAN MA, ECKERT GJ. Three different methods to evaluate microleakage of packable composites in class II restorations. *Oper Dent* 2003; 28(4): 453-461
22. YAZICI AR, BASEREN M, DAYANGAC B. The effect of flowable resin composite on microleakage in class V cavities. *Oper Dent* 2003; 28(1): 42-47
23. BRAGA RR, HILTON TJ, FERRACANE JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *JADA* 2003; 134:721-728

Niki-titanske (NiTi) žice vrlo često se upotrebljavaju u ortodontskoj kliničkoj praksi zbog niskog modula elastičnosti i širokog force-delivery range. Predstavljaju materijal izbora u inicijalnim fazama ortodontske terapije (nivelacija). Njihova niska deactivation force ima za rezultat fiziološki odgovor periodontnog ligamenta i kosti te se time smanjuje mogućnost nastanka hijalinizacije i podminirajućih resorpcija.

Dvije su jedinstvene karakteristike NiTi žica koje se primjenjuju u ortodontiji:

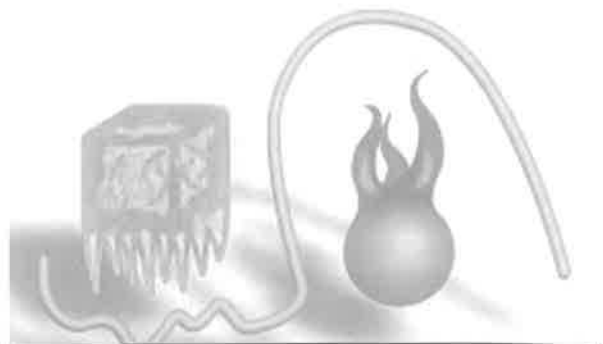
- shape memory effect
- superelastičnost (termoelastičnost, pseudoelastičnost)

Povijest te slitine seže u rane 60-te godine prošlog stoljeća kadu su Buehler i suradnici u US Naval Ordnance Laboratory otkrili „shape memory effect“ kod slitina nikla i titana. Ta slitina dobila je ime Nitinol što predstavlja akronim za Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory. U početku je u medicinske svrhe iskorištavan isključivo kao materijal za implantate zbog toga što mu je modul elastičnosti jednak kao i za kost. Tu se slitinu moglo deformirati, zagrijavati i hladiti u određeni oblik koji se ponovnim zagrijavanjem vraća u prvobitno stanje. Dr. Georg Andreasen je uočio potencijal tih slitina, te je u ortodontiji prvi puta primijenjena 1972. godine. Prva NiTi žica koja je komercijalno bila dostupna sastojala se od 50% Ni i 50% Ti.

Mehanička svojstva

Idealna NiTi žica trebala bi zadržati unaprijed određeni idealni oblik žičanog luka pri temperaturi usne šupljine, dok bi ju na nižoj sobnoj temperaturi trebalo biti moguće savijati. Drugim riječima, trebalo bi biti moguće povezati žičani luk i bravice ligaturama u razumnom vremenskom intervalu, a nakon toga na temperaturi usne šupljine luk bi trebao povratiti svoj idealni oblik i proizvoditi lagane, predvidive, stalne i kontinuirane sile na dentoalveolarne strukture.

Termoelastičnost je određena kristalografskim karakteristikama NiTi slitina. Naime, one mogu postojati u dvije različite o temperaturi ovisne kristalne strukture. Pri niskoj temperaturi NiTi slitina je u martenzičnom obliku kada joj je kristalna rešetka kubična, dok je pri povišenoj u austeničnom s heksagonalnom rešetkom (Slika 1). Kad govorimo o superelastičnosti slitine, prvenstveno mislimo na njezin martenzični oblik, jer je slitina u austeničnom obliku čvrsta gotovo kao i čelik.



Slika 1. Martenzični i austenični oblik NiTi slitina