

Kompozitni materijali male kontrakcije

Marina Osredečki¹, Valentina Rezo¹
doc.dr.sc. Bernard Janković²

[1] studentice 5. godine

[2] Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Najveći nedostatak prilikom korištenja kompozitnih materijala je njihova kontrakcija i zagrijavanje koje nastaje tijekom polimerizacije (1,2). Kao posljedica toga mogu se javiti preosjetljivost, kohezijske i adhezijske frakture, moguća iritacija pulpe, rubno obojenje, odvajanje materijala od stijenki kaviteta što dovodi do pojave sekundarnog karijesa (3,4,5).

Polimerizacija kompozitnih smola

Kompozitni smolasti materijal polimerizira se tzv. konverzijom molekula monomera u polimerne makromolekule križnim povezivanjem (cross linking), stvarajući pritom mrežu u koju se uklješte čestice anorganskog punila. To dovodi do volumetrijskog skupljanja ili kontrakcije, koja se očituje kao dimenzijska nestabilnost samog materijala poznato kao polimerizacijsko skupljanje. Ovo skupljanje može uzrokovati pojavu napetosti ili sile koju nazivamo stres. To je parametar koji odlučuje o kvaliteti adhezijske sveze među površinama. Prema Hook-ovom zakonu izračunava se:

$\text{stres} = \text{dimenzijska nestabilnost} \times \text{krutost (Youngov modul elastičnosti)}$ (4,7,8).

Na pojavu stresa najviše utječu (7,8,13):

- volumen (što je veći volumen kompozitnog materijala, veća je i apsolutna vrijednost skupljanja)
- konfiguracijski faktor C (omjer svezujućih i slobodnih površina. Najmanji za IV. razred a najveći za I. razred)
- svojstva smolastog materijala - modul elastičnosti i skupljanje (veći udio anorganskog punila smanjuje skupljanje, ali povećava krutost materijala)
- tehnika postavljanja materijala (rekonstrukcijom zuba slojevitom tehnikom svaki će pojedini sloj kompozitnog materijala imati vlastiti C-faktor i volumen manji od

njihovih vrijednosti kompletnog ispuna)

- brzina i stupanj polimerizacije smolastog materijala.

Stres zbog polimerizacijskog skupljanja može u značajnoj mjeri utjecati na stvaranje rubne pukotine i kompromitirati trajnost restaurativnog zahvata. S polimerizacijskim skupljanjem povezana je i toplinska ekspanzija kompozitnih smola koja se očituje širenjem materijala uslijed stalnih temperaturnih promjena u usnoj šupljini, a ovisna je o koeficijentu termalne ekspanzije materijala. Sve kompozitne smole podložne su i djelovanju vode iz usne šupljine. Tijekom vremena materijal apsorbira vodu koja dovodi do ekspanzije materijala, a kao posljedica toga nastaje rubno obojenje i pukotina koja omogućuje propuštanje mikroorganizama u smjeru zubne pulpe (4,5).

Oblici polimerizacijskog skupljanja:

- Slobodno skupljanje - ako kompozitni materijal ne leži na čvrstoj površini skupljat će se prema centru. Budući da skupljanje nije ometano, neće se razviti stres.
- Efektivno skupljanje - ako je kompozitni materijal pričvršćen za samo jednu čvrstu površinu na skupljanje će utjecati novostvoreni granični uvjeti i neće se razviti gotovo nikakav stres, jer će gubitak volumena biti kompenziran skupljanjem spram površine svezivanja.
- Skupljanje između suprotnih zidova kaviteta - stres zbog polimerizacijskog skupljanja razvit će se ako je skupljanje ometano suprotnim zidovima kao sila koja vuče kompozit od zidova kaviteta. Ako stres prekorači snagu adhezijske sveze, doći će do kidanja te sveze i pojave rubne pukotine (4).

Polimerizacija smolastog kompozitnog materijala je inicirana osvjjetljavanjem

vidljivim plavim svjetlom koje emitira halogena žarulja ili svjetlosno emitirajuća dioda (LED). Polimerizacija započinje kada je emitirana dovoljna količina energije da fotoaktivnu supstancu (najčešće kamforkinon - interval valnih duljina od 400-500 nm) dovede u pobuđeno stanje, koji tada stvara slobodne radikale potrebne za inicijaciju. Sam proces zove se radikalna polimerizacija, a teče kroz tri stupnja:

- inicijacija - homolitičkom razgradnjom fotoinicijatora stvara se primarni slobodni radikal koji se veže na ugljikov atom monomera ostavljajući na njegovom drugom kraju novi slobodni radikal
- rast ili propagacija lančane reakcije - nastali radikali adiraju novu molekulu monomera i zadržavaju karakter slobodnog radikala na kraju lanca
- zaustavljanje ili terminacija rasta makromolekula - međusobnom reakcijom makroradikala gubi se radikalski karakter i nastaju stabilne molekule (6,7,9,10).

Brza polimerizacija dovodi do pojave polimerne molekule koja ima neizreagirane ugljikove veze na krajevima lanaca. Neizreagirani monomer ostaje zaglavljnjen unutar polimerne mreže. Omjer izreagirano naspram neizreagirano monomera iskazuje se stupnjem konverzije koji nikada nije 100 % (4,11,12).

Stupanj konverzije ovisi o sljedećim čimbenicima:

- kemijskom sastavu materijala (posebice vrsti monomera)
- koncentraciji inicijatora polimerizacije
- veličini, vrsti i količini anorganskih čestica punila
- intenzitetu, vremenu i udaljenosti izvora svjetlosti od površine kompozita (4).

Promjene tijekom polimerizacije mogu se promatrati kroz tri faze:

- Pregelacijska faza - na početku procesa polimerizacije smola je u viskoznoj plastičnoj formi. Monomeri još uvijek mogu pomicati ili skliznuti u novi položaj u organskoj matrici.
- Gelacijska faza - proces se dalje nastavlja pri čemu se stvaraju sve veće molekule, a kompozit se polimerizira i homogenizira u tvrdo tijelo.
- Postgelacijska faza - materijal je u kruto elastičnom stanju, ali se još uvijek skuplja. Ova faza nazvana je i faza vitrifikacije i smatra se odgovornom za pojavu napetosti i stresa, koje nastaje kada se skupljanje završi (4,7).

Kako riješiti polimerizacijsko skupljanje i smanjiti stres?

Kako bi se izbjeglo polimerizacijsko volumetrijsko skupljanje kompozitnih smola danas se u organsku matricu uključuju ekspandirajući monomeri, odnosno višefunkcijski ciklički oligomeri kao što su spiroortoesteri i ciklički akrilati. Kompozitni smolasti materijal s većim postotkom organskog dijela posjeduje više monomera koji trebaju preći u polimer i pokazivat će veći stupanj polimerizacijskog skupljanja. Hibridni kompozitni materijal s visokim težinskim i volumnim postotkom anorganskog punila pokazuju manje ukupno skupljanje materijala, međutim zbog visokog modula elastičnosti potrebno je prevenirati polimerizacijski stres. Ovaj problem danas se pokušava kompenzirati promjenom sastava materijala (ekspandirajući monomeri), slojevitom tehnikom postavljanja materijala u kavitete i optimalnom polimerizacijom materijala (4).

Problem polimerizacijskog skupljanja u posljednje vrijeme pokušava se riješiti i 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 oksiranske molekule. Siloksanski dio zadužen je za smanjenje polimerizacijskog skupljanja dok oksiranski dio povećava hidrofobno svojstvo. Kompoziti na bazi silorana imaju polimerizacijsko skupljanje 0,99 %. Mehanizam kojim kompenziraju stres temelji se na otvaranju i širenju oksiranskog prstena tijekom polimerizacije kako bi nadoknadili redukciju nastalu povezivanjem monomera (14,15).

Primjer jednog takvog kompozitnog materijala je Filtek™ Silorane (3M

Espe). Materijal se temelji na siloranskoj tehnologiji. Polimerizacijsko skupljanje ovog materijala je manje od 1%. Primjenjuje se u kombinaciji sa siloranskim adhezijskim sustavom za preparacije I. i II. razine po Blacku. Lako se oblikuje i stabilne je konzistencije. Trajanje osvjetljivanja je 40 sekundi (LED 550 mW/cm²). Polimerizacija doseže dubinu do 2,5 mm (16). U usporedbi ovog kompozita sa kompozitima na bazi metakrilata dokazana je dobra sposobnost rubnog brtvljenja, dobra marginalna prilagodba te stabilna tvrdoća tijekom vremena međutim utvrđene su niže vrijednosti stupnja konverzije i dubine polimerizacije. Pojava postoperativne preosjetljivosti iznosi 0,1 % (17). Ispuni izrađeni sa Filtek™ Siloraneom su i nakon dvije godine pokazali zadovoljavajući klinički učinak (18).

Nešto drugačiji pristup smanjenju polimerizacijske kontrakcije i stresa ima Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent). Pripada porodici nanohibridnih kompozita i njegovo polimerizacijsko skupljanje iznosi 1,9 %. Koristi se za „bulk“ metodu izrade ispuna na stražnjim zubima gdje kompozit možemo nanijeti u samo jednom sloju i polimerizirati. Mogu se postavljati slojevi debljine do 4 mm, svjetlosno se obasjavaju 20 sekundi (LED 550 mW/cm²) bez opasnosti od lošeg djelovanja na polimerizacijsko skupljanje i mehanička svojstva. Glatke je konzistencije i dobro se prilagođava rubovima kaviteta pa u većini slučajeva nema potrebe za dodatnom primjenom tekućih kompozita u izradi ispuna. Kompatibilan je sa svim adhezivnim sustavima na bazi metakrilata. Materijal sadrži tri inovativne značajke:


- U svom sastavu sadrži inhibitor koji smanjuje osjetljivost na svjetlo iz okoline što nam omogućuje duže vrijeme rukovanja, a ne utječe na polimerizaciju intenzivnim plavim svjetlom.
- Zahvaljujući patentiranom fotoinicijatoru (Polymerization booster), koji djeluje kao generator polimerizacije, omogućena je brza polimerizacija koja doseže dubinu do 4 mm.
- Shrinkage stress reliever je dodatak koji uzrokuje značajno smanjenje pojave polimerizacijske kontrakcije i stresa (19).

Materijal je relativno nov na tržištu tako da trenutno nema dovoljno istraživanja koja bi potvrdila njegova svojstva.

Još jedan materijal s malom polimerizacijskom kontrakcijom je SDR – Smart Dentin Replacement (Dentsply DeTrey). Materijal ima sva svojstva tekućeg kompozita i služi kao zamjena za dentin. Polimerizacijsko skupljanje ovog materijala iznosi 3,5 % i po tome se ne razlikuje mnogo od drugih tekućih kompozita. Međutim zahvaljujući posebnoj modulatoru polimerizacijski stres bitno je smanjen na 1,5 MPa. Namijenjen je za korištenje u obliku podloge kod preparacije I. i II. razine po Blacku. SDR se može nanositi u slojevima debljine do 4 mm uz osvjetljavanje u trajanju od 20 sekundi (LED 550 mW/cm²) uz minimalnu pojavu polimerizacijskog stresa. SDR ima sposobnost dobre adaptacije u kavitetu (self-leveling effect) te je pojava inkorporacije mjehurića zraka svedena na minimum.

Kliničke in vivo studije su pokazale dobru sposobnost rekonstrukcije kontaktne točke, na što također znatno utječe kvaliteta matrice koja se koristi za rekonstrukciju. Pojava postoperativne preosjetljivosti je minimalna. Od ukupnog broja kaviteta u području stražnjih zubi (n = 151, 100%), u razdoblju od 6 mjeseci, samo u jednom kavitetu (1%) je dijagnosticiran sekundarni karijes (20). Kemijski se ovaj materijal temelji na uretan dimetakrilatu (UDMA) u koji je ugrađen modulator koji utječe na razvoj i brzinu stvaranja polimerne mreže na način da produžuje pregelacijsku fazu. Time je omogućeno bolje umrežavanje molekula polimerizacijskog modulatora i konvencionalnih monomera što dovodi do smanjenja polimerizacijskog stresa (28).

SDR je kompatibilan sa svim kompozitima i adhezivnim sustavima koji su na bazi metakrilata (20) te su istraživanja pokazala da, bez obzira koristi li se samojetkajući adhezijski sustav ili jetkajuće-ispirajući adhezijski sustav, SDR nema loš utjecaj na svezu (21).

Kako polimerizacijska kontrakcija kompromitira kvalitetu i dugotrajnost kompozitnog ispuna, proizvođači kompozitnih materijala teže stvaranju kompozitnog materijala sa što manjom kontrakcijom. Na taj način bi se olakšao i ubrzao rad u svakodnevnoj kliničkoj praksi i produžio vijek trajanja ispuna. Za sada su proizvođači uspjeli svesti kontrakciju na minimum, tako da je jedva zamjetljiva, a nadamo se da će u budućnosti uspjeti stvoriti materijal koji se uopće neće kontrahirati, a zadržat će sva dobra svojstva kompozita. 

Tablica 1. Prikaz svojstava kompozitnih materijale male kontrakcije

materijal	vrsta	kontrakcija/ stres	adhezijski sustav	trajanje osvjetljavanja/dubina
Filtek™ Silorane (3M Espe)	Kompozit na bazi silorana	< 1% / 1,9 MPa	Siloranski adhezijski sustav	40 sekundi (LED 550 mW/cm ²)/ 2,5 mm
Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)	Nanohibridni kompozit na bazi metakrilata	1,9 % / 1,8 MPa	Adhezijski sustav na bazi metakrilata	20 sekundi (LED 550 mW/cm ²)/ 4mm
SDR – Smart Dentin Replacement (Dentsply DeTrey)	Tekući kompozit na bazi metakrilata	3,5 % / 1,5 MPa	Adhezijski sustav na bazi metakrilata	20 sekundi (LED 550 mW/cm ²)/ 4mm

LITERATURA

- Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater.* 1998; 14:405-11.
- Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cured depth and transmission coefficient of visible light activated resin composite. *J Dent Res.* 1994;73:516-21.
- In Suh B. Understanding and controlling the effect of polymerization shrinkage stress in composite restorations. Proceedings from the 3rd International symposium. Adhesion end reconstruction in modern dentistry; 1999 March 26-27; S. Margherita Ligure, Italy. Milano: Hippocrates Edizioni, Medico-Scientifiche S. r. l. 1999. p. 60-7.
- Šutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Zagreb: Grafički Zavod Hrvatske; 1988.
- Blažičko I. Kompozitni materijali: diplomski rad. Zagreb: Ivan Blažičko; 2009.
- Lutz F, Phillips R W. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1993; 4: 480-88.
- Hansen Ek. Visible light cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hydrosopic expansion. *Scand J Dent Res.* 1982; 90:329-35.
- Unterbrink GI, Liebenberg Wh. Flowable resin composites as "filled adhesives". Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 1999; 30:249-57.
- Eick Jd, Robinson Sj, Byerly Th, Chappelow Cc. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int.* 1993; 24:632-40.
- Shobha Hk, Sankarapandian M, Kalachandra S, Tylor Dr, McGarth Je. Structure property relationship among novel dental composite matrix resin. *J Mater Sci Mater Med.* 1997; 8:385-9.
- Lai Jh, Johnson Ae. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater.* 1993; 9:139-43.
- Evlin H, Cash Aj, Watts Dc. Mechanical behavior and structure of lightcured special tray materials. *J Dent.* 1995; 23:255-9.
- De la Macorra, Gomez-Fernandez S. Quantification of the configuration factor in Class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur J Prosted Restor Dent.* 1996; 4:29-33.
- Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent.* 2000; 13 (Spec No): 82D-4D.
- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21(1):68-74.
- Solutions.3m [Internet]. Neuss: Solutions.3m; 2011 [cited 2011 Dec 28]. Available from: http://solutions.3mdeutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/3M_ESPE/DentalManufacturers/Products/DentalRestorativeMaterials/DentalComposites/PosteriorFillings/.
- Kusgoz A, Ülker M, 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* [Internet]. 2011 Oct [cited 2011 Dec 28];23(5):[about 336-7 p.]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21977956>.
- Burke FJ, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, Thompson O, Palin WM. Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater* [Internet]. 2011 Jul [cited 2011 Dec 28];27(7):[about 622-30 p.]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21514654>.
- Ivoclar Vivadent [Internet]. New York: ivoclarvivadent; 2011 [cited 2011 Dec 28]. Available from: <http://us.ivoclarvivadent.zoolu.massiveart.at/en-us/tetric-evoceram-bulk-fill>.
- Dentsply, SDR Scientific Compendium June 2009. 2009. 1–84. 11.
- Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* [Internet]. 2011 Oct [cited 2011 Dec 28];39(10):[about 643-7 p.]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21801799>.
- Solutions.3m [Internet]. United States: Solutions.3m; 2011 [cited 2011 Dec 28]. Available from: http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/composites/filtek-ls/.
- Shalaby W, editor. Polymers for Dental and Orthopedic Applications [Internet]. CRC Press; 2006 [cited 2011 Dec 28]. Available from: http://www.odontologija.com/wiki/index.php?title=Kompozit%C5%B3_chemija_ir_fizika.
- Ivoclar Vivadent [Internet]. United States: Ivoclarvivadent; 2011 [cited 2011 Dec 28]; Available from: <http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/all-products/sculptable-composites/tetric-evoceram-bulk-fill>.
- Surefilstrflow [Internet]. Milford: Dentsply; 2010 [cited 2011 Dec 28]. Available from: <http://www.surefilstrflow.com/product-overview/advanced-chemistry>.
- Dentsply [Internet]. United Kingdom: Dentsply; 2011 [cited 2011 Dec 28]. Available from: <http://www.dentsply.co.uk/Products/Restorative/Composites/SDR/SDR-data-page.aspx>.
- Burges J. O, Cakir D. Material Selection for Direct Posterior Restoratives [Internet]. 2009 [cited 2011 Dec 28]. Available from: http://www.unlv dentalce.com/courses/1702/PDF/MaterialSelection_Restoratives.pdf.