



FOGORVOSI SZEMLE

Stomatologia Hungarica

100. évf. 6. sz.
2007. december



Debreceni Egyetem, Kolloid- és Környezetkémiai Tanszék*
 Debreceni Egyetem, Orvos és Egészségtudományi Centrum Fogorvostudományi Kar, Fogpótlástani Tanszék**

Fogászati kompozitok gyantájának módosítása reaktív polimer nanorészecskékkel

SZALÓKI MELINDA*, DR. BUKOVINSZKI KATALIN**, ÜVEGES ANDREA*, DR. HEGEDŰS CSABA**,
 DR. BORBÉLY JÁNOS*

A polimer alapú kompozitok fogtömőanyagként való megjelenése óta nehézséget jelent a polimerizációs zsugorodás, melyet az anyagok fejlesztésével 2-4 térfogatszázalékra sikerült redukálni.

Szerzők munkájának célja reaktív kopolimer nanorészecskék szintézise fogászati kompozitok gyantafázisának módosítására, melyek segítségével a módosított mátrix a polimerizációs kontrakciót csökkentené.

A nanorészecskéket egy- és többfunkciós monomerek emulziós és oldószeres polimerizációjával preparálták. A felhasznált többfunkciós monomerek, ismert komponensei a kereskedelmi kompozitoknak. Vizsgálták a kopolimer nanorészecskék méretét, méreteloszlását és reaktivitását, majd tanulmányozták, hogy ezek miként befolyásolhatók a monomerek anyagmennyiségének arányával, illetve koncentrációjával.

Előkísérleteik alátámasztják, hogy a nanorészecskék a mátrix anyagával duzzaszthatók és fotopolimerizálhatók. A polimerizáció során a kopolimer nanorészecskék zsugorodásával térhálós szerkezetüknek köszönhetően nem kell számolnunk, a kontrakció csupán a gyanta polimerizációjából adódik. A módosítás során a mátrix egy részét nanorészecskékkel váltjuk ki, a gyanta mennyiségének csökkentésével a polimerizációs zsugorodás is csökken. A tömb-polimerizáció eredményeként teljesen egységes, térhálós anyag képződik, melyben a nanorészecskék kovalens kémiai kötésekkel kapcsolódnak a gyantát alkotó monomerekből felépülő polimer térhálóhoz.

Kulcsszavak: reaktív polimer nanorészecske, oldószeres polimerizáció, emulziós polimerizáció, fotopolimerizáció, kompozit

Bevezetés

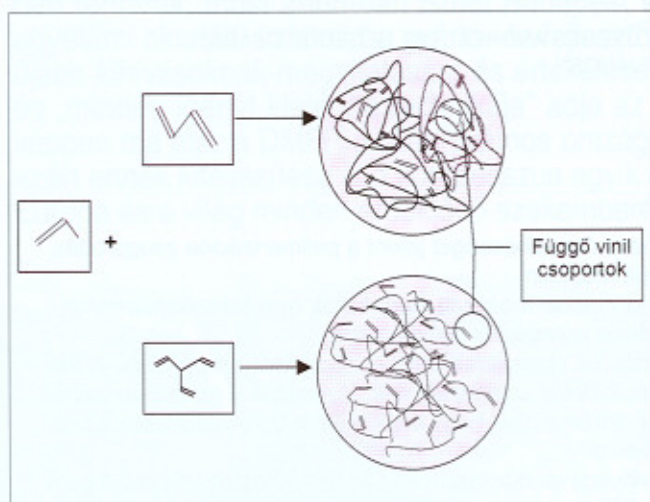
A fogászatban használt kompozitok folyamatos tökéletesítése fontos feladat, mely fejlesztések célja például a polimerizáció során fellépő zsugorodás csökkentése, a fog szövetekhez közeli esztétikai és mechanikai tulajdonságok elérése.

A kompozitok tulajdonságait a három fő összetevő; mátrix, töltőanyag és kapcsoló szilán vegyületek határozzák meg. A töltőanyag lehet cirkónium és szilikát üveg, mely leggyakrabban báriumot, alumíniumot, bórt, stronciumot, lítiumot és cinket tartalmazhat. Történetileg az első kompozitok nagy (20-30 μm) nagyságú szférikus töltőanyagot tartalmaztak, ezeket az olyan termékek követték, amelyekben nagy irreguláris formájú töltőanyag volt. Később a mikro finomszemcsés (0,04-0,2 μm), a finomszemcsés (0,4-3 μm), végül a blend vagy keverék kompozitok jelentek meg, utóbbi finom és mikrofinomságú töltőanyagot tartalmaz. A mátrixot leggyakrabban két monomer alkotja, a bisz-fenoldiglicidil-metakrilát (Bisz-GMA) és/vagy az uretán-dime-

takrilát (UDMA). Ezek a monomerek reaktív kettőskötéseik révén tömbpolimerizációban térhálós polimert képeznek a töltőanyag-részecskék körül. A két mátrixalkotó molekulának nagy a viszkozitása, ezért oldószeret és más monomereket, pl.: trietilén-glikol-dimetakrilátot (TEGDMA) alkalmaznak a kellő konzisztencia elérése érdekében. A mátrix és a töltőanyag kapcsolatát szilán vegyületekkel erősítik. A leggyakrabban használt szilán vegyület a γ -trimetakril-oxipropil-trime-toxi-szilán [20].

Az új típusú kompozitok kifejlesztésének lehetséges útja a nanotechnológia, mely révén az anyagok funkcionalitása magasabb szinten tervezhető és szabályozható. A nanorendszerek definíciója az Egyesült Államok Nemzeti Nanotechnológiai Szervezetének meghatározása szerint a következő: Az építőelemek legalább egy összetevőjének mérete 1 és 100 nanométer között kell legyen, olyan struktúrát és rendszert kell alkotson, melynek új tulajdonságait és funkcióit a kis méretnek köszönheti, illetve, hogy különböző anyagokat atomi és molekuláris szinten szabályozza [25].

Az általunk végzett vizsgálat modellértékű, mely a mátrix módosításán keresztül próbálja a nanotechnológia eszközével az anyagmodell fizikai paramétereit befolyásolni. Jelen munka során a mátrix módosítása reaktív polimer nanorészecskék bekeverésével történt, melyeket mono-, di- és trifunkciós monomerek polime-



1. ábra. Egyfunkciós monomer reakciója di-, illetve trifunkciós monomerekkel

rizációjával állítottunk elő (1. ábra). A polimer nanorészecskékkel történő módosítás, nem csupán egy nanorészecske-mátrix keverék előállítását jelenti, a polimer nanorészecskék a mátrix anyagával duzzaszthatók, tehát a gyantát alkotó monomerek bediffundálnak a térhálós szerkezetű polimer részecskék belsejébe. A folyamat eredményeként egy homogén „oldat” képződik, mely viszkozitása a nanorészecskék morfológiájának és szerkezetének köszönhetően közel azonos a kiin-

Anyag és módszer

Nanorészecskék mint modellvegyületek

Két különböző monomerkombináció alkalmazásával állítottunk elő reaktív polimer nanorészecskéket. Kísérleteink során sztirol-trimetilolpropán-trimetakrilát (ST-TMPTMA) és sztirol-etilén-glikol-dimetakrilát (ST-EGDM) kopolimereket szintetizáltunk. Az etilén-glikol-dimetakrilát monomer és a trimetilolpropán-trimetakrilát (rendre 2- és 3-funkciós monomerek) fogászatban is alkalmazott akrilát típusú monomerek [2, 7, 9, 22]. Az alkalmazott sztirol miatt modell vegyületeknek tekintjük a szintetizált polimereket, melyek széleskörű megismerése jó alapot adhat hasonló típusú csupán csak a fogászatban alkalmazott monomerekből előállított reaktív polimer nanorészecskék szintéziséhez.

A) *Sztirol-Trimetilolpropán-trimetakrilát kopolimer*
Sztirol (ST, Sigma-Aldrich, USA) és trimetilolpropán-trimetakrilát (TMPTMA, Sigma-Aldrich, Németország) monomerekből nátrium-lauril-szulfát tenzid (SLS) segítségével stabil vizes emulziót készítettünk [1, 15, 23]. A stabil emulziót visszafolyó hűtővel ellátott dupla falú lombikba öntöttük és a polimerizációt kálium-peroxid-diszulfáttal ($K_2S_2O_8$) iniciáltuk. A reakció inert atmoszférában, 60 ± 1 °C hőmérsékleten, 2 óra alatt végbement. A polimer tisztítása dialízissel, kicsapása metanollal történt. A kopolimer előállítási paramétereit az 1. táblázat mutatja be.

B) *Sztirol-Etilén-glikol-dimetakrilát kopolimer (ST-EGDM)* [4, 27]

A szintézis gyökös mechanizmusú, oldószeres polimerizációval történt [24, 26]. A sztirol (Sigma-Aldrich, USA) és az etilén-glikol-dimetakrilát (EGDM, Sigma-Aldrich, Németország) kopolimerizációját azo-bis-izobutironitril iniciátor (AIBN, Sigma-Aldrich) alkalmazásával toluolban végeztük. A reakciót az emulziós polimerizációhoz hasonlóan egy háromnyakú, hőmé-

I. táblázat

Sztirol-Trimetilolpropán-trimetakrilát kopolimerek előállítási paramétereit

Monomerarány (M_1/M_2) (mol%)	SLS Koncentráció (mol/dm ³)	Összmonomer koncentráció (m/m%)	$K_2S_2O_8$ /össz-monomer (mol%)	Reakcióidő (perc)
10:90	0,08	5,00	1,00	120
50:50	0,08	5,00	1,00	20,40,60,90,120,240,480
90:10	0,08	5,00	1,00	120

dulási mátrix viszkozitásával. A fenti tulajdonságok által biztosított a kompozit anyag – azaz a (módosított mátrix)-(anorganikus filler) keverék – előállításának feltétele.

Munkánk célja a mátrix anyagok polimerizációs zsuorodásának csökkentése és mechanikai tulajdonságainak javítása azok reaktív polimer nanorészecskékkel történő módosítása révén.

rővel és visszafolyó hűtővel ellátott dupla falú lombikban hajtottuk végre, inert atmoszférában (nitrogén), 60 ± 1 °C hőmérsékleten, 2 óra reakcióidővel. A reakció befagyasztása, illetve a kapott polimer tisztítása metanollal történt. A kopolimer előállítási paramétereit a 2. táblázat mutatja be.

Elektronmikroszkópos vizsgálat

A polimer nanorészecskéket pásztázó elektronmikroszkópos (Hitachi 3000N, Japán) vizsgálatok alá vetettük. A nanorészecskék méretének és morfológiájának tanulmányozásához a belőlük készített toluolos oldatot szénréteggel bevont rézhálóra cseppentettük, szobahőmérsékleten hagytuk megszáradni, majd az így elkészített mintákat Au-réteggel vontuk be.

állított nanorészecskék polidiszperzitása nagy, ellentétben az emulzióban szintetizált kopolimerekével. Ez a jelenség ismert és az irodalomban jól definiált [17]. A ST-EGDM kopolimer részecskék túlnyomó többsége 100-150 nm átmérőjű, azonban jóval nagyobb, 300, 400, 700 nm átmérőjű részecskék jelenléte is megfigyelhető. A ST-TMPTMA kopolimer részecskék sokkal homogénebb méreteloszlást mutatnak, a rendszer

II. táblázat

Sztírol-Etilénglikol-dimetakrilát kopolimer előállítási paraméterei.

Monomerarány (M ₁ /M ₂) (mol%)	Összmonomer koncentráció (mol/dm ³)	AIBN/össz-monomer (mol%)	Reakcióidő (perc)
50:50	0,278	20	120, 240, 360, 480, 660, 900, 1140, 1320
50:50	0,556	5	30, 60, 120, 180, 240

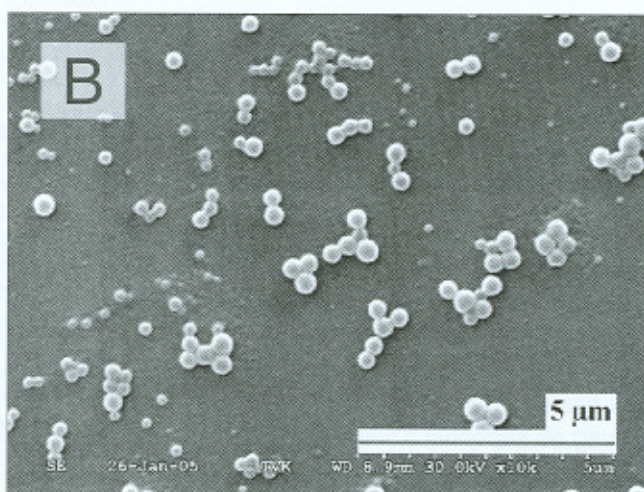
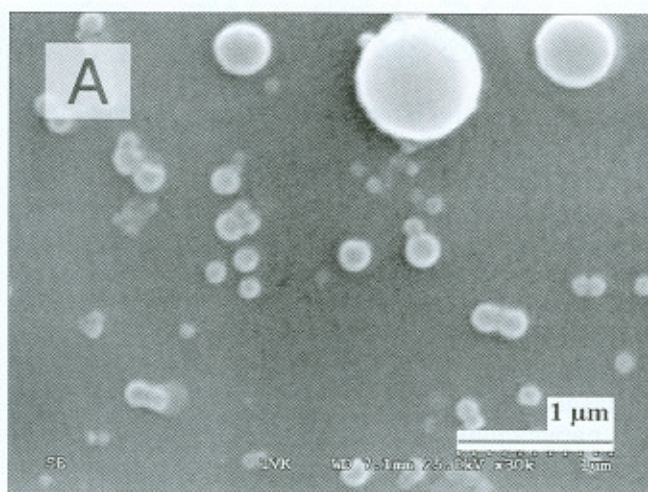
¹H NMR spektroszkópia

A deuterált kloroformban (CDCl₃) feloldott kopolimerek szerkezetazonosítása proton NMR mérésekkel történt. A méréseket Bruker (200 SY, Németország) típusú készüléken végeztük.

közel monodiszperz, melyet 300-400 nm átmérőjű részecskék alkotnak.

B) Reaktivitás

Az előállított kopolimerek NMR spektrumai egyértelműen alátámasztják, hogy a polimerek el nem reagáltak,



2. ábra. A) Sztírol-Etilénglikol-dimetakrilát
B) Sztírol-Trimetilolpropán-trimetakrilát kopolimerekről készített pásztázó elektronmikroszkópos felvételek
(monomerek molaránya a feedben: 5/5, reakcióidő: 120 perc)

Eredmények**Nanorészecskék vizsgálata****A) Részecskeméret és -eloszlás**

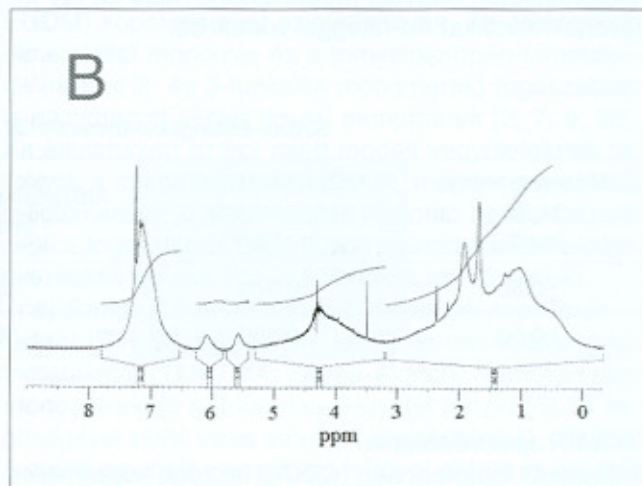
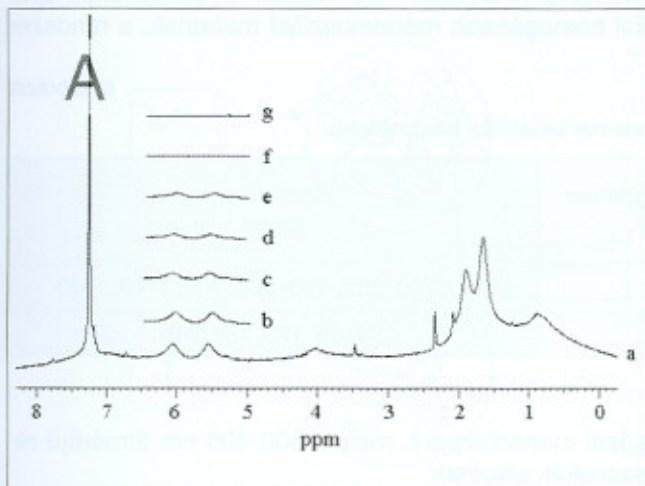
A SEM vizsgálatok eredményeit a 2. ábra szemlélteti. A részecskék morfológiáját tanulmányozva megállapítható, hogy mind az oldószeres polimerizációval előállított ST-EGDM kopolimerek, mind az emulziós polimerizációval szintetizált ST-TMPTMA kopolimerek szilárd állapotban pontosan definiálható méretű, gömbszimmetrikus részecskék. Látható, hogy az oldatban elő-

függő vinil-csoportokat tartalmaznak (5,4–5,7 ppm és 5,9–6,3 ppm közötti jelek). Ezáltal lehetőség nyílik arra, hogy további térhálósító polimerizáció révén a polimer nanorészecskék elsődleges kémiai kötéseken keresztül épüljenek be a mátrix anyagába. Vizsgálataink kimutatták, hogy az általunk szintetizált nanorészecskék reaktivitása az alkalmazott komonomer funkcionálisától, a monomerek anyagmennyiségének arányától és a reakcióidőtől függ. A ¹H NMR spektrumokat a 3. ábra mutatja be.

Nanorészecskék oldhatósági és duzzadási tulajdonságainak vizsgálata

Vizsgáltuk a kopolimerek oldhatósági és duzzadási tulajdonságait több szerves oldószerben (toluol, kloroform, tetrahidrofuran) és monomerben (triethylenglikol-dimetakrilát, trimetilpropán-trimetakrilát, etilenglikol-

Az előpolimerizátumot tartalmazó kompozitok szignifikánsan alacsonyabb hajlítási szilárdsággal rendelkeznek, mint az irreguláris formájú, vagy a szférikus töltőanyagot tartalmazó típusok [12]. Az utóbbi években megjelentek a piacon az első generációs nano tömőanyagok, kompozitok. A mikrotöltésű kompozitokban



3. ábra. A) Sztírol-Trimetilolpropán-trimetakrilát kopolimer ($M_1/M_2 = 5/5$) $^1\text{H-NMR}$ spektrumai

a) 20, b) 40, c) 60, d) 90, e) 120, f) 240 és g) 480 perces reakcióidőnél.

B) Sztírol-Etilénglikol-dimetakrilát kopolimer ($M_1/M_2 = 5/5$) $^1\text{H-NMR}$ spektruma (5 mol% AIBN iniciátor, reakcióidő 120 perc).

dimetakrilát). Az általunk szintetizált reaktív nanorészecskék mindegyike jól duzzasztható a fent említett anyagokban, illetve a kevésbé térhálós anyagok szignifikánsan oldódtak.

Megbeszélés

Számos irodalmi közlemény ismerteti, hogy a kompozitok tulajdonságait a három fő összetevő (mátrix, töltőanyag és kapcsoló szilán vegyület) miként módosítja.

A mátrix polimerizációja során fellépő polimerizációs zsugorodás és stressz kedvezőtlenül befolyásolja a kavitás falai mentén a széli záródást, hosszú távon résképződéshez, szivárgáshoz, és szekunder káriesz kialakulásához vezethet, illetve posztoperatív fájdalmat és a foganyag berepedését, törését válthatja ki az üreg falaira gyakorolt húzóerőn keresztül [3, 5, 10, 11, 18, 21].

A töltőanyag mennyisége befolyásolja a fotopolimerizáció során a még tökéletesen polimerizálható réteg vastagságát, a színtabilitást, keménységet, a nyomási szilárdságot és az anyag rigiditását, továbbá hatással van a hajlítási szilárdságra, mikrokeménységre és törési ellenállásra. A töltőanyag mennyiségének növelésével csökkenthető a víz adszorpciója és növelhető az anyag kopásállósága [16].

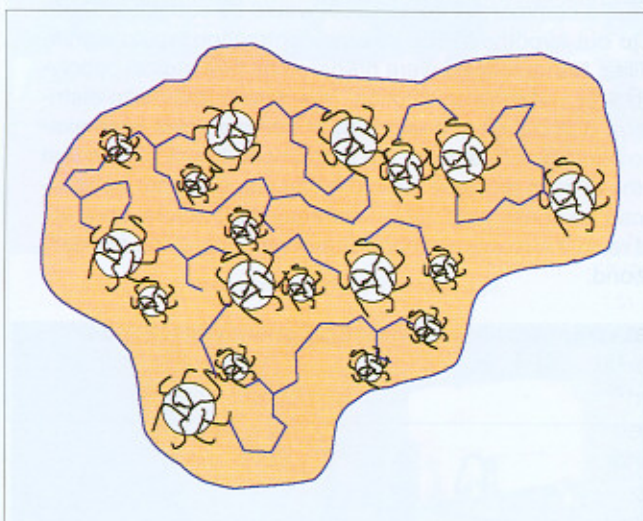
A töltőanyag morfológiája is befolyásolja a kompozitok hajlítási szilárdságát (rugalmassági modulusát).

a porlasztott (láng pirolízissel előállított) szilikát töltőanyag nem biztosított megfelelő fizikai tulajdonságokat, a részecskék gyakran összetapadtak és laza szerkezetet alkottak. További probléma volt, hogy a töltőanyag tartalmában egy bizonyos mennyiségnél magasabb értéket nem lehetett elérni, az anyag ragadós, nehezen kezelhető. Ezeket a hibákat az előpolimerizátum őrlemény hozzáadásával lehetett enyhíteni. Úgy tűnik, az egyik lehetséges megoldás a nanotöltőanyagok előállításában rejlik. Ezek a töltőanyag-részecskék 20-75 nm nagyságúak, melyek felszínét szilán-kezelésnek vetik alá, és speciálisan szárítják, hogy megakadályozzák a részecskék agglomerációját. A finoman szinterezett nanomerek azonos méretűek. Ezek a nanorögök egyenletesen oszlanak szét; ezért a mátrix a rögök közötti teret egyenletesen kitölti. A fejlesztések következtében a nanokompozitok kezelhetősége igen kedvezőnek bizonyul, jobb a kopásállóság és kiváló optikai tulajdonságokat mutatnak.

A mátrix összetétele is hatással van a fizikai paraméterekre. A Bisz-GMA alapú rendszerek magasabb törési ellenállás értéket mutatnak, mint az UDMA alapú rendszerek [13]. A szakirodalmi adatok szerint a kompozitok nanotechnológiai módosításának jelenlegi tárgya a töltőanyag méretének csökkentése. Az általunk készített modell egy új lehetséges irányba mutat, a mátrix módosíthatóságának irányába, mely a mátrixban duzzasztott reaktív polimer nanorészecskékkel történne.

A nanorészecskék szintetizálása egy- és többfunkciós monomerek gyökös polimerizációjával történt, így a képződött részecskék a reakciókörülményektől függően térhálósak, ugyanakkor függő vinil-csoportokat tartalmaznak, ezáltal reaktívak, további polimerizációs (fotopolimerizáció) reakciókban vehetnek részt [14, 19]. Ezek mellett tapasztalataink azt mutatták, hogy a kialakult keresztkötések nem teszik teljesen merevvé a térhálós szerkezeteket, azaz a polimer-részecskék kis molekulájú anyagok (oldószerek, monomerek) számára jól átjárhatóak. Ezáltal lehetőség nyílik a hagyományos mátrix monomerekkel való kombinálásukra. Elképzelésünk szerint a reaktív, térhálós nanorészecskék mátrixban való alkalmazása részben csökkentheti a polimerizációs zsugorodást, mely jelenség úgy értelmezhető, hogy a térhálós polimerek további térhálósító reakciók révén már nem, vagy csak igen kis mértékben zsugorodnának, tehát a módosított mátrix polimerizációs zsugorodása elsősorban a nanorészecskék közötti viszonylag kis teret kitöltő gyanta polimerizációjából adódna [6, 8].

Feltételezzük, hogy a reaktív polimer nanorészecskék



4. ábra

Mátrix anyagához kémiaiilag kötött térhálós nanorészecskék

tulajdonságaira, melyre vonatkozóan további vizsgálatokat kívánunk végezni.

Irodalom

1. ANTONIETTI M, LANDFESTER K: Polyreactions in Miniemulsions. *Polym Sci* 2002; 27: 689–757.
2. ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A: Influence of UEDMA, BIS-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14: 51–56.
3. BAUSCH JR, de LANGE C, NORLING S et al.: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 1983; 48: 59–67.
4. BORBÉLY J, ÜVEGES A, SZATMÁRI M: Polymeric Products for film Formation. *US Patent Application* 2003; Serial No.: 414953; Serial No.: 11/482,540.
5. DAVIDSON CI, de GEE AJ: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composite. *J Dent Res* 1984; 63: 146–148.
6. DEWAELE M, TRUFFIER-BOUTRY D, DEVAUX J, LELOUP G: Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 2006; 22: 359–365.
7. ELLIOTT E.J, BOWMAN NC: Monomer Functionality and Polymer Network Formation. *Macromolecules* 2001; 34: 4642–4649.
8. GEE AJ, DAVIDSON CL: A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. *J Dent* 1981; 9: 36–42.
9. IKEDA J, HASEI Y, YASUDA Y, AOTA H, MATSUMOTO A: Effect of Primer Polymer Chain Rigidity on Intramolecular Cyclization and Intramolecular Crosslinking in Free-Radical Crosslinking Monomethacrylate/Dimethacrylate Copolymerizations. *J Appl Polym Sci* 2004; 94: 1086–1093.
10. JENSEN ME, CHAN DCN: *Polymerization shrinkage and microleakage*. International Symposium on Resin Based Posterior Filling Materials, 1985.
11. JØRGENSEN KD, ASMUSSEN E, SHIMKOLE H: Enamel damages caused by contracting restorative resins. *Scand J Dent Res* 1975; 83: 120–122.
12. KIO-HAN KIM MS, JOO I, ONG MS, OSAMU OKUNO MS: The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 642–649.
13. KNOBLOCH LA, KERBY RE, SEGHI R, BERLIN JS, CLELLAND N: Fracture toughness of packable and conventional composite materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 307–313.
14. LI L, LEE LJ: Photopolymerization of HEMA/DEGMA hydrogels in solution. *Polymer* 2005; 46: 11540–11547.
15. MATSUMOTO A, MURAKAMI N, AOTA H, IKEDA J, CAPEK I: Emulsion polymerization of lauryl methacrylate and its copolymerization with trimethylolpropane-trimethacrylate. *Polymer* 1999; 40: 5667–5690.
16. MOHSEN NM, CRAIG RG: Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 213–220.
17. NAGHASH HJ, OKAY O, YAGCI Y: Gel formation by chain-crosslinking photopolymerization of methyl methacrylate and ethylene glycol dimethacrylate. *Polymer* 1997; 38: 1187–1196.
18. OILO G, JØRGENSEN KD: Effect of bevelling on the occurrence of fracture in the enamel surrounding composite resin fillings. *J Oral Rehabil* 1977; 4: 305–309.
19. PIELICHOWSKI K, BOGNAL D, PIELICHOWSKI J, BORON A: Thermal decomposition of the copolymers based on long-chained diol dimethacrylates and BIS-GMA/TEGDMA. *Thermochim Acta* 1997; 307: 155–165.
20. CRAIG RG: *Restorative dental materials*, 12th ed. Mosby, St. Louis, Missouri 2006; 249–251.
21. ROBERTS JC, POWERS JM, CRAIG RC: Fracture toughness of composites and unfilled restorative resins. *J Dent Res* 1977; 56: 748–753.
22. SIDERIDOU ID, ACHILIAS DS, KARAVA O: Reactivity of Benzoyl Peroxide/Amine System as an Initiator for the Free Radical Polymerization of Dental and Orthopaedic Dimethacrylate Monomers: Effect of

késsel módosított mátrix fotopolimerizációja során egy teljesen egységes anyagot kapnánk, melyben elsődleges kémiai kötésekkel kapcsolódnának a nanorészecskék a mátrix anyagához, ugyanakkor a már eleve térhálós, mechanikai erőhatásoknak jól ellenálló nanorészecskék erősíthetik a gyantát (4. ábra).

Összességében megállapíthatjuk, hogy kidolgoztunk egy olyan polimerizációs technikát, mely segítségével általunk kívánt, előre megtervezett méretű, térhálósűrűségű és reaktivitású polimer nanorészecskék szintetizálhatók adott monomerekből. Elképzelésünk szerint a különböző paraméterekkel jellemzett reaktív polimer nanorészecskék más-más hatást gyakorolhatnak a módosított mátrix mechanikai és zsugorodási

the Amine and Monomer Chemical Structure. *Macromolecules* 2006; 39: 2072–2080.

23. SZALÓKI M, SKRIBANEK R, HARTMANN JF, HEGEDŰS C, BORBÉLY J: Preparation of Reactive Polymeric Nanoparticles. *ACS Polymer Preprints* 2006; 94: 783–784.

24. SZUROMI E, BERKA M, BORBÉLY J: Preparation and Analysis of Cross-Linking Copolymers. *Macromolecules* 2000; 33: 3993–3998.

25. US office of science and technology policy: Environmental, Health, and Safety Research Needs for Engineered Nanoscale Materials Washington, D.C, US 2006, September

26. ÜVEGES A, BODNÁR M, HARTMANN JF, BORBÉLY J: Polymer Nanoparticles by Crosslinking Copolymerization. *ACS Polymer Preprints* 2006; 47: 425–426.

27. ÜVEGES A, HARTMANN JF, BORBÉLY J: Nanosystems for Film Formation. *ACS Polymer Preprints* 2004; 45: 164–165.

Köszönetnyilvánítás

A kutatás a RET (Regionális Egyetemi Tudásközpont) kapcsolódási szám (RET-06/432/2004) és (RET-06/423/2004) támogatásával valósult meg. Köszönettel tartozunk még Rózsáné Lukács Júlia méréseinkben nyújtott segítségéért és Dudás Zsoltnak (TVK) a SEM felvételek elkészítéséért.

SZALÓKI M, DR. BUKOVINSZKI K, ÜVEGES A, DR. HEGEDŰS CS, DR. BORBÉLY J:

Modification of Resin Using Reactive Polymeric Nanoparticles

Volumetric shrinkage during polymerization has always caused problems since polymer based composites are used as dental filling materials. This value has been reduced to 2-4 volume % with the improvement of dental filling materials and of suitable filling technique.

The purpose of our study was to synthesize reactive polymeric nanoparticles which can be applied to modify the polymerization shrinkage of dental resin. It means that certain part of a commercial dental resin would be substituted with reactive polymeric nanoparticles as organic filler. According to our hypothesis the volume contraction would significantly be reduced by applying the modified resin with organic filler. Nanoparticles were prepared by free radical copolymerization from mono-, di- and trifunctional monomers in emulsion and organic solution. In emulsion their size distribution is narrow, but it is quite variable in solutions. The size, size distribution and reactivity of nanoparticles were examined, and these properties can be influenced by the mol ratio and concentration of the monomers. It was shown that the nanoparticles could be swollen by the matrix material and these build a unique structure that can be photo-polymerized. During polymerization the shrinkage of the copolymer can be considered zero, consequently the total contraction originates from the shrinkage of the matrix. In the modified resin the reactive groups of monomers and the pendant double bonds of nanoparticles were connected by covalent bond.

Key words: Reactive Polymeric Nanoparticles (RPNPs), solution polymerization, emulsion polymerization, photo-polymerization, dental composite