

Kompenzacija polimerizacijske kontrakcije kompozitnih ispuna

Polymerization Contraction of Composite Resin Filling

Zrinka Šutalo
Andrej Meniga*

Zavod za dentalnu patologiju
Stomatološkog fakulteta
Sveučilišta u Zagrebu

* Zavod za dječju i preventivnu
stomatologiju Stomatološkog
fakulteta Sveučilišta u
Zagrebu

Sažetak

Volumetrijska kontrakcija negativna je posljedica polimerizacije kompozitnih materijala. Uzrok je pojavi pukotine između ispuna i zuba s posljedičnim mikropropuštanjem, rubnim obojenjem, sekundarnim karijesom i mogućom iritacijom zubne pulpe. Te pojave, inducirane dimenzijskim promjenama, kompromitiraju kakvoću, trajnost i estetiku kompozitnog ispuna. U svrhu prevladavanja polimerizacijske kontrakcije nužno je obratiti posebnu pozornost pripravi kaviteta prije postavljanja slojeva kompozitnog materijala. Potrebno je odstraniti ili preobraziti zaostatni sloj koji zatvara dentinske kanaliće mehanički obrađivanog dentina da bi se stvorili uvjeti za adheziju ispuna. Kod plićih se kaviteta, zatim, rabe dentinska ljepila (adhezivi), a kod dubljih svjetlosno polimerizirajući staklono-ionomerni cementi radi poboljšanja čvrstoće sveze između ispuna i kaviteta. Aplikacija kompozitnog materijala s visokim sadržajem anorganskog punila drugi je način prevladavanja polimerizacijske kontrakcije. Treća je mogućnost izbor polimerizacijskog uređaja s minimalnom indukcijom topline uz maksimalan polimerizacijski učinak, jer je porast temperature u kompozitnom materijalu izravan uzrok dimenzijskih promjena. Kompenzacijom polimerizacijske kontrakcije onemogućuje se nastanak rubne pukotine – najvećeg problema pri rekonstrukciji zuba kompozitnim materijalima.

Ključne riječi: kompozitni materijali, polimerizacijska kontrakcija

Acta Stomatol. Croat.
1994; 28: 41–46

PREGLEDNI RAD

Primljeno: 21. prosinca 1993.
Received: December 21, 1993

Uvod

Volumetrijska kontrakcija problem je vezan uz polimerizaciju kompozitnih materijala. Kompenzacija polimerizacijskog skupljanja osigurala bi kvalitetniji, trajniji i estetski postojaniji ispun.

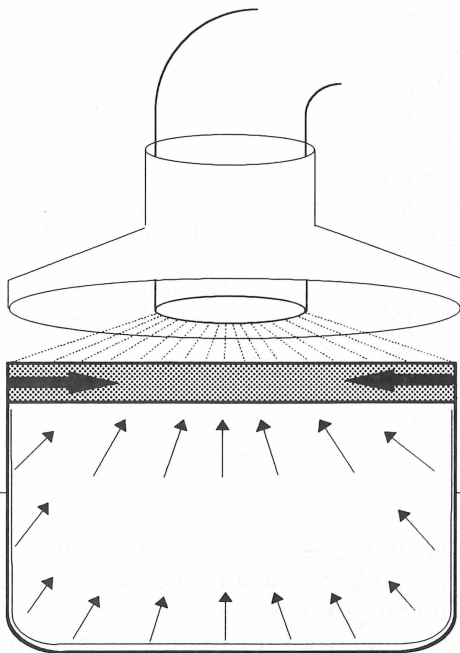
Kontrakcija materijala, naime, uzrok je stvaranja pukotine uz rubove kaviteta s posljedič-

nim mikropropuštanjem, marginalnim obojenjem, nastankom sekundarnog karijesa i mogućom iritacijom pulpe (1).

U suvremenoj restorativnoj stomatologiji rabe se uglavnom jednokomponentne kompozitne smole zbog boljih fizičko-mehaničkih svojstava, duljeg vremena rukovanja, trenutne mogućnosti obrade, manje poroznosti, bolje homogenosti, usklađenosti boje i biokompatibil-

bilnosti (2). Međutim, ako promatramo samo polimerizacijsku kontrakciju, kemijski polimerizirajući kompozitni materijali pokazuju blaže promjene. U njih je kontrakcija usmjerena od površine ispuna spram stijenki kaviteta, za razliku od svjetlosno polimerizirajućih kompozita gdje se materijal skuplja u smjeru površine ispuna i na taj način »odmiče« od stijenki kaviteta (sl. 1). Slabije polimeriziran dio materijala povlači se u smjeru najpolimeriziranijeg. Kod dvokomponentnih kompozita najbolje je polimeriziran sloj uz zidove kaviteta zbog grijanja materijala temperaturom tijela, a kod svjetlosno stvrdnjavajućih materijala najtvrdra je površina ispuna zbog dostupnosti izvoru svjetlosti, pa se pri polimerizaciji materijal odvaja od podloge (3). Čvrsta sveza ostaje samo u području cakline zbog mikromehaničke retencije osigurane jetkanjem.

Ukupna se polimerizacijska kontrakcija, zapravo, dijeli na pre-gelacijsku i post-gelacijsku fazu. Za vrijeme pre-gelacijske faze mogućnost tečenja materijala ublažava unutrašnji stres, za razliku od post-gelacijske kada materijal postaje žilaviji, a problem nastaje na svezi kompozit-zub i prelazi na okolnu zubnu strukturu (4).



Slika 1. Shema polimerizacijskog skupljanja jednokomponentnih kompozita

Figure 1. Polymerization shrinkage of visible-light-cured composite resins

Vrijednosti polimerizacijske kontrakcije različite su za nepunjene smole 7,9% (5) i za punjene smole 2,5–5,5% prema Feilzeru (6). Nazočnost i prevladavanje polimerizacijske kontrakcije ovisi o:

- jetkanju caklinskih rubova i pripravi kaviteta dentinskim ljepilima (adhezivima) odnosno svjetlosno polimerizirajućim stakleno-ionomernim cementima;
- sastavu i aplikaciji kompozitnog materijala;
- izvorima svjetlosti koji aktiviraju polimerizaciju.

ad a) Adhezijski postupak

Jetkanjem cakline ortofosfornom kiselinom (7) osigurava se dobra fizičko-mehanička sveza kompozitnog materijala i cakline. Taj je postupak široko prihvaćen, ali nedostatan za ostvarivanje zadovoljavajuće adhezije i prevencije kontrakcije.

Adhezija je spajanje različitih materijala privlačenjem njihovih atoma i molekula. Može biti mehanička i kemijska. Mehanička adhezija temelji se na retenciji prigodom prodiranja jedne faze u drugu i prisutnosti sekundarnih Van der Waalsovih sveza. Kemijska adhezija odvija se na atomskoj ili molekularnoj razini (8). Isključivo postojanjem obiju, moguće je ostvariti kvalitetno svezivanje materijala uz zubne strukture (9).

Kemijska i biološka složenost dentina prepreka su ostvarivanju dobre mehaničke retencije. Stoga su razvijeni postupci koji osiguravaju kemijsku svezu za organski dio kolagenom, a za anorganski kalcijem (10), reagirajući s različitim kemijskim skupinama (11).

Postoje četiri skupine *dentinskih adhezijskih sustava*. Razvijali su se s tendencijom stalnog poboljšanja rubnog zatvaranja (12). Uspješnost sveze ovisna je o obradbi zaostatnog sloja (engl. smear layer). To je 1–5 μm deo sloj sastavljen od anorganskog kalcificiranog tkiva, organskog nekrotičnog tkiva, odontoplastičnih produljaka, krvnih stanica, zraka, vode, slinje i bakterija. Zatvara dentinske kanaliće mehanički obrađivanog dentina, a nastaje kao posljedica topline i plastične deformacije prigodom brušenja. Zaostatni se sloj može ukloniti ili preobraziti uporabom različitih preparata (limunska, dušična, poliakrilna, maleična, fosforna kiselina, željezni i aluminijev oksalat, natri-

jev hipoklorit i etilendijamin, tetraoctena kiselina-EDTA). Pojedine skupine dentinskih adheziva svezuju se za zaostatni sloj, neke ga modificiraju, a neke potpuno uklanjaju (13).

Prva je skupina dentinskih adheziva napuštena zbog slabe čvrstoće sveze i visokoga stupnja rubnog propuštanja, uzrokovanih intraoralnom hidrolizom, nedostatnom polimerizacijom i nestabilnošću materijala.

Druga skupina dentinskih adheziva ostvaruje kemijsku svezu za zaostatni sloj. Fosforni i halofosforni esteri svojim se postraničnim skupinama spajaju s poliolumina kolagena i hidroksilapatitom. Izocijanati, također, reagiraju s polioluminskim skupinama hidroksilapatita i dentinskog kolagena, a nastali uretani prekrivaju površinu dentina dvostrukim svezama, omogućivši tako i svezivanje s kompozitnim materijalom. Međutim, zbog slabe čvrstoće sveze na zaostatnom sloju i unutrašnjih kohezijskih sila u samom sloju, nakon polimerizacije kompozitne smole, moguće je kidanje sveza uslijed kontrakcije materijala.

Treća generacija najčešće predmnijeva trojni adhezijski kompleks: primer/condicioner, adheziv i svezujuće sredstvo. Uloga condicionera ili primera je potpuno odstranjenje (EDTA) ili preobrazba površine i izlaganje dentinskih kanalića radi ostvarivanja mikromehaničke sveze. Sustavi, čiji primer modificira zaostatni sloj, osiguravaju dobro vlaženje površine (acetom), razlaganje zaostatnog sloja, demineralizaciju dentina, ekspoziciju kolagenog matriksa i dobro prijanjanje za anorganski dio (maleična kiselina). U tako pripravljen zaostatni sloj i dentinske kanaliće prodire monomer (2-HEMA, BIS-GMA, TEGDMA), nakon čije polimerizacije dolazi do mehaničkog uklještenja i stvaranja tzv. smolastog dentinskog hibridnog sloja (engl. resin-reinforced dentin ili hybrid layer) (14, 15). Adheziv se sastoji od kombinacije smola (BIS-GMA, 2-HEMA, TEGDMA) koje posreduju između hidrofilnog dentina i hirofobne smole. Poneke sadrže i dialdehid koji fiksirajući organski dio dentina i skraćujući lance kolagena povećava tvrdoću površine, dugotrajnost sveze i bakteriostatsko djelovanje.

Četvrta je generacija kulminacija u smislu prožimanja primera i adheziva s kondicionerom (HEMA), zaostatnim slojem i dentinskim kanalićima. Polimerizacijom adheziva zaostatni sloj postaje dio adhezijskog sustava. Oblaganjem kolagena i enkapsulacijom hidroksilapati-

ta smolom (4 META/MMA-TBB) nastaje vjerodostojno povećanje sveze za dentin (12–18 MPa). Sustavi ove generacije odlikuju se sposobnošću prijanjanja za caklinu, dentin, kompozite, porculan, plemenite kovine, kovinske slitine i amalgam (16, 17).

Dentinski adhezivi dostatna su zaštita kod obradbe plićih kaviteta, no nepotpuna kod dubljih. Stoga se kod većih rekonstrukcija kao nadomjestak dentina preporučuju svjetlosno polimerizirajući stakleno-ionomerni cementi, a kao nadomjestak cakline kompozitni materijali zbog boljih mehaničkih i optičkih svojstava.

Svjetlosno polimerizirajući stakleno-ionomerni cementi odlikuju se biokompatibilnošću, karijes-protektivnim učinkom, boljim fizičko-mehaničkim svojstvima od običnih cemenata, jednostavnijim rukovanjem i obradbom, boljim izborom boja, niskom intraoralnom topljivošću, zubu sličnim koeficijentom termičke ekspanzije, niskim stupnjem dimenzijskih promjena i kao najvažnije kemijskim svezivanjem za zub i kompozit (18). Prije njihovog nanošenja, potrebno je preobraziti zaostatni sloj kondicioniranjem dentina 10%-tnom poliakrilnom kiselinom.

Prašasta komponenta cementa sastoji se od radioopaknog i fotoaktivnog fluoroaluminosilikatnog stakla, a tekućina od modificirane vodene otopine poliakrilne kiseline s metakrilnim skupinama na krajevima i male količine (oko 10%) hidroksietil metakrilata (HEMA) te fotoinicijatora. Kod nekih je materijala fotoinicijator kristaliničan u praškastom dijelu, a tekućina ne sadrži HEMA-u (19).

Ovi materijali imaju dvojni način stvrdnjavanja. Primarno izlaganjem vidljivom svjetlu od 470 nm i sekundarno kemijskim putem, što osigurava maturaciju cementa (20). Svezivanje stakleno-ionomernog cementa za zub temelji se na acidobaznoj ionskoj izmjeni između punila i zuba, a kemijsko spajanje s kompozitom na reakciji metakrilnih skupina. Kod tih materijala HEMA ima ključnu ulogu pri ostvarivanju sveze zub-stakleno ionomerni cement-kompozitni materijal. HEMA je nisko viskozni, hidrofilni monofunkcijski metakrilni monomer s izrazitim afinitetom prema vodikovim strukturama zuba. Čvrsta sveza s dentinom omogućena je iznimnom penetracijom i higroskopskom ekspanzijom smole, što osigurava mehaničko isprepletanje s dentinom (21).

Uporabom dentinskih adheziva i svjetlosno polimerizirajućih stakleno-ionomernih cementa ostvaruje se dobra izolacija pulpne komore od štetnih utjecaja iz usne šupljine i osigurava kvalitetan ispun bez rubnog propuštanja.

ad b) Kompozitni materijal

Stupanj polimerizacijskog skupljanja izravno je ovisan i o količini i tipu monomera (22), količini i sastavu punila te stupnju konverzije monomera. Povećanjem količine anorganskog punila, kao i udjela razrjeđivača (TEGDMA), manje je monomera u mogućnosti reagirati i stoga je iznos skupljanja manji. Polimerizacijska je kontrakcija svedena na 1% kod kompozita s visokim anorganskim sadržajem (hibridni kompozitni materijali), posebno ako se radi o prepolimeriziranim česticama punila. Ovako obrađene čestice ne podliježu ponovnoj kontrakciji pri polimerizaciji, a povećavaju težinski udio punila za 15%. Inkorporacijom β -kvarc stakleno keramičkih čestica prije polimerizacije također se smanjuje skupljanje materijala. U posljednje vrijeme skupina stručnjaka zaokupljena je idejom o sintezi neskupljajućih kompozitnih materijala koji sadrže nove ekspanzirajuće monomere (23). Izvedena su ispitivanja sa spiroortokarbonatima koji u kombinaciji s trikomponentnim epoksikomonomerom ekspanziraju pri kationskoj fotopolimerizaciji između 3,4 i 3,9% (24). Aliciklički spiroortokarbonat sastoji se od četiri prstena, po dva sa svake strane spiroortokarbonata. Ekspanzija se postiže otvaranjem dvostrukog prstena spiomolekule, kidanjem dviju kovalentnih sveza i stvaranjem nove. Mehanička i fizička svojstva, apsorpcija vode, topljivost i stupanj polimerizacije takvih kompozita bili bi prihvatljivi za dentalnu uporabu. Nažalost, spiroortokarbonati nisu kompatibilni s danas najčešćim monomerima koji tvore organsku matricu kompozitne smole BIS-GMA/TEGDMA ili UDMA/TEGDMA.

Pri postavljanju kompozita nužno je slojevito nanošenje (engl. incremental placement) spram stijenki kaviteta kako bi se osigurala dostatna polimerizacija i ublažila polimerizacijska kontrakcija. Tanji sloj kompozitnog materijala manje je podložan dimenzijskim promjenama.

ad c) Uređaj za polimerizaciju

Porast temperature u kompozitnom materijalu izravni je uzrok polimerizacijskog skupljanja

(25). Stoga je potrebno osobitu pozornost obratiti izvorima svjetlosti i njima uzročenoj produkciji topline.

Komercijalni uređaj za fotopolimerizaciju u kliničkim je uvjetima plavo svjetlo halogenih žarulja. Te žarulje, uz posebni filter, emitiraju zračenje od bliskog ultraljubičastog do zelenog dijela spektra. Niže valne dužine beznačajne su u smislu porasta temperature, za razliku od viših koje utječu na zagrijavanje kompozita i zuba. Temperaturni porast u materijalu ovisi o tipu halogene žarulje, količini proizvedene topline, vremenu osvjetljavanja, intenzitetu svjetla, koeficijentu termičke ekspanzije (26) i sastavu same smole.

U svrhu izbjegavanja štetnog zračenja izvedeni su pokusi s argonskim laserom snage 2 W pri valnoj dužini od 476,5 nm (27). Uzorci, polimerizirani na ovaj način, zadovoljavaju dubinom polimerizacije, ali inducirano zagrijavanje materijala djeluje nepoželjno na kontrakciju i alteraciju materijala.

Kao moguće rješenje za fotopolimerizaciju kompozitnih materijala nameće se pulsni laser. Vrijeme između dva pulsa omogućilo bi relaksaciju molekula kompozitne smole. Na taj bi se način smanjio porast temperature, a samim tim i visok stupanj polimerizacijskog skupljanja, opisan pri stvrđivanju kontinuiranim argonskim laserskim snopom (28).

Postupci dokazivanja polimerizacijske kontrakcije

Direktna mjerenja dimenzijskih promjena najčešće se izvode:

- dilatometrijskim postupcima (živin dilatometar, vodeni dilatometar) (1)
- mjerenjem razlika specifične težine i gustoće materijala (22)
- linometrom (29)
- »strain gauge« (4)

Indirektna se mjerenja izvode ispitivanjem mikropropuštanja (30), i to:

- zračnim tlakom
- ispitivanjem bakterija
- putem radioizotopa (Ca, I, S, Na, P, Rb, C)
- analizom aktivacije neutrona
- elektromehaničkim ispitivanjima
- scanning elektronskom mikroskopijom
- termičkim i mehaničkim cikliranjem
- kemijskim reakcijama
- penetracijom tekućine.

Zaključci

Zbog iznimno negativnih učinaka nužno je riješiti problem polimerizacijske kontrakcije. Kompenzacija dimenzijskih promjena i prevencija nastanka rubne pukotine u kliničkim uvjetima moguća je:

1. podlaganjem dubljih kaviteta svjetlosno polimerizirajućim stakleno-ionomernim cementima, a plićih dentinskim ljepilima (adhezivima)

uz obvezatno jetkanje zarubljenog kavopovršinskog područja;

2. izborom kompozitnih materijala s visokim sadržajem anorganskog punila (hibridni kompozitni materijali);

3. slojevitim nanošenjem kompozitnog materijala;

4. uporabom izvora svjetlosti s minimalnom produkcijom topline, a maksimalnom konverzijom monomera.

POLYMERIZATION CONTRACTION OF COMPOSITE RESIN FILLING

Summary

Polymerization shrinkage is a negative consequence of the setting of composite materials. It usually leads to the formation of gaps around cavity margins, which is resulting in microleakage, marginal discoloration, recurrent caries and possible tooth sensitivity. To overcome the polymerization contraction, it is necessary to treat the cavity walls before the composite material application. The removal or modification of the dentin smear layer appears to play a significant part in the mechanism by which the dentin and resin become linked. In shallow cavities, it is sufficient to use dentin adhesives, but in deeper cavities use of light-hardened glass-ionomer cements is required to improve the adhesive capacity and bonding strength of the resin to the tooth structure. It enables penetration, impregnation and entanglement of the methacrylate-based monomers into dentinal substrates, where they polymerize in situ and create zones of resin-reinforced dentin or »hybrid layers«. Other ways of prevailing the volumetric contraction are the application of hybrid composite materials with high filler weight percentage and use of light-curing device with minimal heat-generation and maximal polymerization effect. It is known that temperature elevation in a composite material directly leads to dimension changes. Thus, the marginal gap formation, the major problem in composite resin tooth restoration, can be prevented by overcoming the polymerization contraction.

Key words: composite materials, polymerization contraction

Adresa za korespondenciju:
Address for correspondence:

Zrinka Šutalo
Zavod za dentalnu patologiju
Stomatološki fakultet
Gundulićeva 5
41000 Zagreb

Literatura:

1. REES J S, JACOBSEN P H. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 1986; 5:41-44.
2. SEGURA A, DONLY K J, CROLL T P. The effect of polymerization shrinkage during veneer placement. *Quintessence Int* 1992; 23:629-632.
3. FUSAYAMA T. Biologic problem of the light-cured composite resin. *Quintessence Int* 1993; 24:225-226.
4. SAKAGUCHI R L, PETERS M C R B, NELSON S R, DOUGLAS W H, POORT H W. Effects of polymerization contraction in composite resin restoration. *J Dent* 1992; 20:178-182.
5. WATTS D C, CASH A J. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible light-cured materials: methods development. *Dent Mater* 1991; 7:281-287.
6. FEILZER A J, DE GEE A J, DAVIDSON C L. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 1989; 68:48-50.
7. BOUNOCORE M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34:849-53.
8. ŠUTALO J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Grafički zavod Hrvatske, Zagreb, 1988.
9. PHILLIPS R W. Bonding agent and adhesives. *Adv Dent Res* 1988; 2(1):150-154.
10. BARKMEIER W W, COOLEY R J. Current status of adhesive resin systems. *J Am Col Dent* 1991; 58:36-39.
11. DUNCANSON M G, MIRANDA F J, PROBST R T. Resin dentin bonding agents-rationale and results. *Quintessence Int* 1986; 17:625-629.
12. ŠUTALO J, LEDIĆ B, HULJEV S, ANIĆ I. Klasifikacija dentinskih adheziva. *Acta Stomatol Croat* 1992; 26:139-146.
13. Mc CABE J F, RUSBY S. Dentine bonding agents-characteristic bond strength as a function of dentine depth. *J Dent* 1992; 20:225-230.
14. NAKABAYASHI N, WATANABE A, GENDUSA N J. Dentin adhesion of »modified« 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater* 1992; 8:259-264.
15. JACOBSEN T, FINGER W J. Morphology of coupling sites between bonding agents and dentine in vivo and in vitro. *J Dent* 1993; 21:150-157.
16. NAKABAYASHI N, ASHIZAVA M, NAKAMURA M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 1992; 23:135-141.
17. HOTTA K, MOGI M, MIURA F, NAKABAYASHI N. Effect of 4-MET on bond strength and penetration of monomer into enamel. *Dent Mater* 1992; 8:173-175.
18. CROLL T P, KILLIAN C M. Class I and class II light-hardened glass-ionomer/resin restoration. *Compend Contin Educ Dent* 1993; 14:908-917.
19. PRATI C, MONTANARI G, BIAGINI G, FAVA F, PASHLEY D H. Effects of dentin surface treatments on the shear bond strength of Vitrabond. *Dent Mater* 1992; 8:21-26.
20. BOURKE A M, WALLS A W, Mc CABE J F. Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction. *J Dent* 1992; 20:115-120.
21. SCHUMACHER G E, EICHMILLER F C, ANTONUCCI J M. Effects of surface-active resins on dentin/composite bonds. *Dent Mater* 1992; 8:278-282.
22. PUCKETT A D, SMITH R. Method to measure polymerization shrinkage of light cured composites. *J Prosthet Dent* 1992; 68:56-58.
23. EICK J D, ROBINSON S J, BYERELEY T J, CHAPPELOW C C. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 1993; 24:623-640.
24. BYERLEY T J, EICK J D, CHEN G P, CHAPPELOW C C, MILLICH F. Synthesis and polymerization of new expanding dental monomers. *Dent Mater* 1992; 8:345-350.
25. GOODIS H E, WHITE J M, GAMM B, WATANABE L. Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites in vitro. *Dent Mater* 1990; 6:99-109.
26. VAIDYANATHAN J, VAIDYANATHAN T K, WANG Y, VISWANADHAN T. Thermoanalytical characterization of visible light cure dental composites. *J Oral Rehabilitation* 1992; 19:49-64.
27. MENIGA A, ŠUTALO J, HORVATIĆ V, PICHLER G. Low power laser for curing of composite resins. *J Dent Res* 1991; (special issue): 72: Abst No 1635.
28. ŠUTALO Z, MENIGA A, ŠUTALO J, AZINOVIĆ D, PICHLER G. Comparison between standard and pulsed coherent light polymerization. *Acta Stomatol Croat* 1993; 27:87-94.
29. DE GEE A J, FEILZER A J, DAVIDSON C L. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater* 1993; 9:11-14.
30. TAYLOR M J, LYNCH E. Microleakage. *J Dent* 1992; 20:3-10.