

Univerzitet u Novom Sadu,
Medicinski fakultet, Novi Sad
Klinika za stomatologiju

Pregledni članak
Review article
UDK 616.314-74:535.651

SVETLOSNO INDUKOVANA POLIMERIZACIJA KOMPOZITNIH MATERIJALA

LIGHT INDUCED POLYMERIZATION OF RESIN COMPOSITE RESTORATIVE MATERIALS

Larisa BLAŽIĆ, Dubravka MARKOVIĆ i Milanko ĐURIĆ

Sažetak - Svetlosno indukovana polimerizacija stomatoloških polimernih materijala na bazi smola predstavlja rutinsku proceduru u savremenoj stomatologiji. Permanentan razvoj i kontinuirana poboljšanja svetlosno-aktivirajućih materijala, posebno iz grupe kompozitnih smola, predstavljaju značajan doprinos kliničkoj praksi. Bazični mehanizam postkontrakcionog stresa koji nastaje usled zapreminskog skupljanja polimernih materijala na bazi smola razmatran je u odnosu na različite faktore koji mogu uticati na uspeh restaurativne procedure. Adhezivno vezivanje stomatoloških polimernih materijala na bazi smola za tvrde zubne strukture posmatrano je u odnosu na najčešću komplikaciju u adhezivnoj stomatologiji: gubitak veze u međusloju zub-restauracija. Post-polimerizacioni kontrakcioni stres, kao apsolutno prisutna pojava uzrokovana polimerizacionom kontrakcijom, moguće je kontrolisati na različite načine. Rad ukazuje na različite pristupe sa ciljem kompenzovanja pomenutog stresa: kao što su modifikacije u hemijskom sastavu polimernih materijala i mehanizmi raspoloživi stomatologu praktičaru tokom kliničkog rada. Prezentovano je kompleksno sagledavanje problematike svetlosno indukovane polimerizacije u adhezivnoj stomatologiji.

Ključne reči: Biomedicinski i dentalni materijali; Polimeri; Kompozitne smole; Stalna dentalna restauracija; Svetlost

Uvod

Svetlosno indukovani polimerizacioni proces predstavlja integralni deo terapijskih procedura u restaurativnoj stomatologiji bez koga se danas ne može zamisliti većina savremenih terapijskih zahvata. Proces svetlosne polimerizacije restaurativnih materijala uveden je u stomatološku praksu gotovo istovremeno sa komercijalizacijom ove tehnologije, kasnih šezdesetih i početkom sedamdesetih godina dvadesetog veka. Primena svetlosno-aktivirajućih polimernih materijala podrazumeva angažovanje hemijskog procesa polimerizacije tokom kojeg pomenuti materijali prelaze iz tečnog u čvrsto stanje koje je prihvatljivo za kliničku primenu. Na hemijskom nivou, polimerizacija predstavlja intermolekularne reakcije pri kojima pojedinačni molekuli monomera smole kovalentnim vezama formiraju umreženi oblik polimera [1].

Proces svetlosno indukovane polimerizacije je uvek praćen pojavom određenog stepena skupljanja polimernog materijala. Zapreminsko skupljanje nastaje zbog specifičnog hemijskog sastava sintetičkih smola koje čine osnovu organske komponente polimernih stomatoloških materijala. Smatra se da smanjenje razmaka između molekula u tečnom i čvrstom stanju predstavlja osnovni uzrok polimerizacione kontrakcije ovih materijala. Kontrakcija ne predstavlja problem u slučaju da se materijal kontrahuje na ravnoj površini zubne supstancije. Međutim, ako se polimerizaciona kontrakcija odigrava u momentu kada je materijal okružen zidovima kaviteta, tada dolazi do razvijanja post-kontrakcionog stresa koji nastaje kao rezultat suprotstavljanja snaga vezujućeg sistema (*bonda*) silama polimerizacione kontrakcije.

Jedan od osnovnih ciljeva savremene restaurativne stomatologije je ostvarivanje takvog terapijskog zahvata koji bi sprečio posledični efekat

kontrakcije materijala usled polimerizacije odnosno nastanak postpolimerizacionog kontrakcionog stresa. Usled polimerizacione kontrakcije dolazi do ugrožavanja veze između tvrdih zubnih tkiva i polimernih materijala i nastanka mikropukotine u međuprostoru zub-ispun. Pojava mikropukotine najčešće rezultira kliničkim neuspehom terapijskog zahvata koji se karakteriše ivičnom diskoloracijom, sekundarnom karijesom i/ili iritacijom zubne pulpe [2]. Ispitivanja fenomena polimerizacione kontrakcije u stomatologiji potvrdila su da savremeni svetlosno-aktivirajući polimerni materijali i pored poboljšanja mnogih osobina ipak i dalje podležu zapreminskom skupljanju (kontrakciji) u rasponu od 2 do 9% [3]. Zato se može reći da je jedan od imperativa kliničke stomatologije upravo sprovođenje takvih terapijskih procedura koje će minimizirati negativne efekte ove pojave i obezbediti pre svega funkcionalnu, ali i estetski superiornu i dugotrajnu restauraciju.

Cilj ovog rada je da se na osnovu dosadašnjih istraživanja, kao i na osnovu sopstvenih saznanja, ukaže na aktuelnu problematiku polimerizacione kontrakcije stomatoloških polimernih materijala.

Polimerizaciona kontrakcija stomatoloških polimernih materijala na bazi smola

Osnovu organske komponente savremenih svetlosno-aktivirajućih stomatoloških polimernih materijala čini smolasti matriks na bazi metakrilatnih monomera [4]. Tokom polimerizacionog procesa dolazi do konverzije molekula monomera u mrežu kopolimera i polimera što je praćeno međusobnim približavanjem molekula odnosno skupljanjem i smanjivanjem zapremine materijala [5]. Organski deo polimernih materijala (metakrilatne smole) je najodgovorniji za nastanak polimerizacione kontrakcije. Međutim, neorganska komponenta ovih

materijala po mišljenju Miyazakia i saradnika smanjuje u određenom stepenu pomenutu kontrakciju što utiče i na smanjenje posledične mikropukotine [6]. Može se reći da se vrednosti zapreminske kontrakcije za polimerne svetlosno - aktivirajuće stomatološke materijale u proseku kreću oko 3,5% [7].

Prema nalazima Dauvilliera i saradnika određeni parametri vezani za karakteristike polimernih materijala na bazi smola imaju uticaja na pojavu polimerizacione kontrakcije [8]. Jedan od parametara jeste i veličina molekula monomera smole koji podleže polimerizacionom procesu, jer što je veća molekulaska masa monomera smole pre polimerizacije, manja je polimerizaciona kontrakcija [9-11]. Stansbury i saradnici ukazuju na vrstu smole kao izuzetno značajan faktor za nastanak polimerizacionog skupljanja materijala, odnosno na potrebu za razvijanjem novih monomera koji će biti manje podložni polimerizacionoj kontrakciji [12]. Drugi značajan parametar je zapreminska zastupljenost neorganske komponente (čestice punila). Polimerizaciono skupljanje stomatoloških polimernih materijala je pod značajnim uticajem zastupljenosti punila zbog toga što visok stepen sadržaja punila rezultira manjim postpolimerizacionim kontrahovanjem materijala [6].

Postpolimerizacioni kontrakcioni stres stomatoloških polimernih materijala i mehanizmi njegovog kontrolisanja

S obzirom na, za sada, apsolutno prisutnu pojavu skupljanja svetlosno-aktivirajućih stomatoloških polimernih materijala na bazi smola tokom procesa polimerizacije, neophodno je angažovanje mehanizama za kontrolisanje ove pojave radi sprečavanja nastanka posledične marginalne pukotine. Adhezivno vezivanje pomenutih materijala za zubne strukture primenom odgovarajućih vezujućih sistema suprotstavlja se njihovoj kontrakciji, ali ne utiče na smanjenje postpolimerizacionog kontrakcionog stresa u samom materijalu kao i u okolnim strukturama. Sledstveno tome, gubitak odgovarajuće veze između tvrdih zubnih tkiva i polimernih materijala može nastati u bilo kom momentu procedure postavljanja, mada je najverovatnije da se to odigrava onog trenutka kad kontrakcioni stres materijala prevaziđe snage adhezivne veze sa tvrdim zubnim strukturama. Posledični klinički problemi koji se najčešće pripisuju polimerizacionoj kontrakciji polimernih materijala na bazi smola su, u stvari, uzrokovani post-polimerizacionim kontrakcionim stresom. Pojava pomenutog stresa je uzrok odvajanja svetlosno-aktivirajućih polimernih materijala od tvrdih zubnih tkiva. Pored toga, postkontrakcioni stres može dovesti i do kohezivnih fraktura koje mogu nastati u bilo kojoj strukturi koja učestvuje u formiranju veze između materijala i zubnih struktura. Nedovoljno snažna veza između čestica punila i monomera smole takode može pospešiti kohezivnu frakturu polimernih stomatoloških materi-

jala [13]. Tokom procesa svetlosne polimerizacije u pojedinim slučajevima dolazi i do nastanka praznih prostora i mikropukotina u samom materijalu u onom momentu kad intenzitet stresa prevaziđe internu snagu formirane polimerne mreže [8].

Intenzitet postpolimerizacionog kontrakcionog stresa ne zavisi isključivo od karakteristika zubnih struktura koje okružuju polimerni materijal, već i od osobina samog materijala, odnosno njegovih viskozno-elastičnih potencijala. Kompenzovanje postkontrakcionog stresa je moguće i zahvaljujući ukupnoj elastičnoj deformaciji svih materijala koji učestvuju u rekonstrukciji zubnih struktura.

Radi minimiziranja negativnog efekta postpolimerizacione kontrakcije i sledstvenog stresa na marginalni integritet restauracije, pokušano je i sa izmenama u hemijskom sastavu svetlosno-aktivirajućih polimernih materijala koji se koriste u stomatologiji. Danas su u stomatološkoj kliničkoj praksi najprisutniji restaurativni polimerni materijali na bazi smola tzv. kompoziti, koji se generalno sastoje od: organskog matriksa koji podleže procesu polimerizacije, neorganskih čestica punila koje imaju ulogu da ojačaju materijal, kao i vezujućeg agensa silana koji povezuje organsku i neorgansku komponentu [14]. Promene u hemijskim i fizičkim osobinama svetlosno-polimerizujućih kompozitnih materijala koje bi doprinele smanjenju postkontrakcionog stresa predstavljaju jedan od glavnih ciljeva istraživačkih timova koji se bave razvojem novih polimernih stomatoloških materijala [15].

Jedan od glavnih nedostataka aktuelnih materijala ove vrste je i visok procenat metakrilatnih grupa koje potencijalno ne učestvuju u polimerizacionoj reakciji, te nakon postavljanja materijala ostaju nepromenjene. Pomenute metakrilatne grupe negativno utiču na mnoge postpolimerizacione fizičke osobine kompozitnih materijala: pre svega zbog povećane rastvorljivosti u vodi, odnosno veće mogućnosti postpolimerizacione degradacije materijala nakon okončanja procesa svetlosne polimerizacije [16].

U cilju smanjenja postkontrakcionog stresa preporučena je i modifikacija organske komponente materijala (smole) čime bi se usporila polimerizaciona reakcija na molekularnom nivou bez negativnog uticaja na stepen konverzije monomera [17]. Međutim, navedeni metod može rezultirati negativnim efektima u smislu povećane koncentracije rezidualnog monomera u polimerizovanom materijalu [18]. Drugačiji pristup pomenutoj problematici prisutan je u radovima Kalliyana Krishnana i Yamunae kao i Cooka [19,20] koji smatraju da se smanjenjem koncentracije fotoinicijatora kamforhinona u materijalu može na zadovoljavajući način kontrolisati postpolimerizacioni kontrakcioni stres. Manja koncentracija fotoinicijatora utiče na sporije vezivanje monomera u lance polimera, te nisu potrebne dodatne hemijske supstance koje bi usporile polimerizacioni proces. Svakako se može reći da je potrebno nalaženje ravnoteže između sporog polime-

rizacionog procesa i adekvatne konverzije monomera. Eventualnim razvijanjem novih fotoinicijatora polimerizacionog procesa svetlosno-aktivirajućih stomatoloških polimernih materijala, koji bi uz usporenu polimerizaciju ostvarivali i dovoljno visok nivo konverzije monomera u polimer, problem polimerizacione kontrakcije bi bilo moguće rešiti na zadovoljavajući način.

Kompenzovanje postpolimerizacionog kontrakcionog stresa može biti realizovano i na način koji je pod apsolutnom kontrolom stomatologa kliničara. Ovakav pristup podrazumeva formiranje specifičnog oblika kaviteta koji omogućava manju kontrakciju polimernih materijala i time ograničava efekat postkontrakcionog stresa. U poređenju sa adhezivnim oblikom kaviteta, vektori polimerizacione kontrakcije u klasičnom kavitetu u obliku kocke mogu proizvesti izuzetno visok nivo stresa što pospešuje gubitak veze u međuprostoru zub-ispun, i dovodi do pojave marginalne pukotine [21]. Međusobna zavisnost između oblika kaviteta i postpolimerizacionog kontrakcionog stresa koji se razvija u polimernom materijalu na bazi smola potvrđena je u istraživanjima Yoshikawae i saradnika gde je istaknuto da intenzitet kontrakcionog postpolimerizacionog stresa varira u zavisnosti od tzv. konfiguracionog faktora kaviteta (C-faktor) [22]. Konfiguracioni faktor predstavlja međusobni matematički odnos između delova kaviteta koji učestvuju u ostvarivanju veze sa restauracijom (vezana zona) i onih delova koji u tom kontaktu ne učestvuju (slobodna zona). Generalno, više vezanih zona ili veća površina materijala u kontaktu sa zubnim tkivima vodi ka većem postpolimerizacionom stresu. Drugačije rečeno, što je restauracija manje vezana za suprotne zidove kaviteta, manja je opstrukcija postpolimerizacionoj kontrakciji. Potvrda značajnosti razmatranja konfiguracionog faktora u razvijanju postkontrakcionog stresa izneta je i u istraživanju Reisoave i saradnika gde je ocenjivan uticaj tehnike postavljanja polimernih materijala na bazi smola kod kaviteta sa nepovoljnim konfiguracionim faktorom [23]. Pomenuti istraživači su naveli smanjenje vrednosti konfiguracionog faktora primenom slojevitih tehnika postavljanja svetlosno-aktivirajućih materijala u kavitetu.

Iako svaki stomatolog praktičar ima punu kontrolu nad dizajnom kaviteta tokom procesa rada, postoje i drugi faktori koji mogu uticati na način oblikovanja preparacije, tako da se, u pojedinim kliničkim slučajevima, ne može izbeći nepovoljan C-faktor. Negativan uticaj postkontrakcionog stresa u kavitetima gde, ipak, postoji visok C-faktor može se smanjiti na nekoliko načina. Tu se mogu uvrstiti: primena odgovarajućih podloga i lajnera, angažovanje poroznosti pojedinih stomatoloških materijala, higroskopska ekspanzija polimernih materijala na bazi smola kao i specifične tehnike svetlosne polimerizacije koje podrazumevaju modulaciju kinetike polimerizacionog procesa [24,25].

Jedan od navedenih mogućih pristupa smanjenju posledica kontrakcionog stresa svetlosno-aktivirajućih materijala podrazumeva aplikaciju odgovarajućih podloga odnosno lajnera. Isto tako, u kavitetima sa visokim C-faktorom (posebno u slučajevima I i V klase po Blacku), stomatolog može materijale postaviti u nekoliko slojeva.

U savremenoj restaurativnoj stomatologiji prisutan je stav da ukoliko su zidovi kaviteta sa nepovoljnim C-faktorom tretirani slojem elastične podloge ili lajnera, ukupna kontrakcija materijala ima mogućnost izvesnog "kretanja" u raspoloživom prostoru u odnosu na adhezivno angažovane zidove kaviteta. Vrsta podloge ili lajnera je ostavljena slobodnom izboru stomatologa, mada se preporučuje postavljanje sloja materijala sa niskom vrednošću modula elastičnosti koji bi odigrao ulogu elastičnog sloja između zuba i polimernog materijala [24,25]. Pravi efekat lajnera sa niskim modulom elastičnosti se ogleda najverovatnije u tome što omogućava ravnomerniju raspodelu postkontrakcionog stresa na adhezivni međusloj. Primena pomenute metode danas je opšteprihvaćena u kliničkoj praksi. Postavljanje pojedinih materijala kao podloga i lajnera može uticati na ravnomerniju raspodelu internog stresa restaurativnog polimernog materijala na sve raspoložive adhezivne međuslojeve kaviteta. Osim toga, postoji i mogućnost smanjenja postkontrakcionog stresa usled poroznosti u samom polimernom restaurativnom materijalu na bazi smola (nastalih slučajnim inkorporisanjem vazduha tokom procesa rada). Tako formirane šupljine se ponašaju kao zone koje ne učestvuju u ostvarivanju adhezivne veze i time doprinose smanjenju efektivnog C-faktora kaviteta [26]. Ipak, treba istaći da eventualno postojanje poroznosti može imati i negativan uticaj na neke druge postpolimerizacione karakteristike polimernih materijala kao što su: apsorpcija vode, modul elastičnosti, otpornost na trošenje i dr., sa mogućim posledicama po kliničku trajnost restauracije.

Na smanjenje postkontrakcionog stresa svetlosno-aktivirajućih polimernih materijala može uticati i higroskopska ekspanzija ovih materijala postavljenih u usnoj duplji. Davidson i saradnici su ukazali na postpolimerizacioni efekat higroskopske ekspanzije polimernih materijala koji se koriste u stomatologiji [27]. Povećanje procentualne zastupljenosti hemijskog jedinjenja TEGDMA (tri-etilen-glikol-dimetakrilat) u odnosu na Bis-GMA (bis-fenol-glicidil-metakrilat) povećava apsorpciju vode, pri čemu se mogu promeniti mehaničke osobine materijala. Attin i saradnici ističu fenomen higroskopske ekspanzije nakon izlaganja polimernih materijala vodi, kao i pozitivan uticaj ove pojave u kompenzovanju postpolimerizacionog kontrakcionog stresa, odnosno delovanje na smanjenje mikropukotine na spoju polimernih materijala i tvrdih zubnih tkiva [28]. Ipak, i pored pozitivnog efekta pomenute pojave, apsorpcija vode se odigrava suviše kasno i malo je verovatno da može u potpunosti

kompenzovati negativan efekat postkontrakcionog stresa [29]. Sam proces "preuzimanja" vode se odvija relativno sporo i postoje teškoće u njegovom determinisanju zbog moguće pojave "curenja" nepolimerizovanih komponenti nakon završetka svetlosno-indukovanog polimerizacionog procesa [30]. S obzirom da je fenomen higroskopne ekspanzije polimernih restaurativnih materijala teško objasniti jednostavnim merenjem težine testiranih uzoraka, realna procena higroskopne ekspanzije je moguća isključivo kliničkim praćenjem restauracije kroz duži vremenski period.

Najaktuelniji faktor koji se u poslednje vreme povezuje sa pojavom postpolimerizacione kontrakcije stomatoloških polimernih materijala je tehnika svetlosne polimerizacije. Savremen pristup rešavanju problematike polimerizacione kontrakcije i sledstvenog postkontrakcionog stresa, podrazumeva pre svega smanjenje brzine kojom se odvija polimerizacioni proces [31]. Loshe, Burgess i saradnici kao i Koran i Kurchner ukazuju na povezanost brzine kojom se odigrava polimerizacioni proces materijala i razvijanja post-kontrakcionog stresa u međusloju zub-ispun [32-34]. Brzina polimerizacionog procesa može se definisati kao međusobni odnos stepena konverzije restaurativnog polimernog materijala i jedinice vremena (s). Sa ciljem minimiziranja posledica post-polimerizacionog kontrakcionog stresa, dizajnirani su takvi svetlosni izvori koji obezbeđuju niže intenzitete svetlosne energije tokom inicijalne faze polimerizacionog procesa. Sakaguchi i Berge ističu da je smanjenje brzine polimerizacionog procesa moguće ostvariti modulacijom iradijanse angažovanog svetlosnog izvora u toku ranih faza foto-aktivacionog perioda, ili pak, aplikacijom nižih iradijansi tokom dužeg vremenskog perioda [35]. Bouschlicher i Rueggeberg na-

vode da smanjenje brzine polimerizacionog procesa, uz sledstveno redukovanje kontrakcionog stresa (zahvaljujući modulaciji iradijanse svetlosnog izvora tokom faze fotoinicijacije), može rezultirati smanjenim vrednostima finalnog stresa, pri čemu je održan isti nivo konverzije monomera u polimer [36]. Početnim smanjenjem iradijanse svetlosnog zračenja dolazi do redukcije brzine kojom nastaju slobodni radikali i samim tim dolazi do usporavanja brzine započinjanja procesa polimerizacije. Osnovna karakteristika svih savremenih svetlosnih izvora (koji primenjuju metod kontrolisane kinetike polimerizacionog procesa) je nizak početni intenzitet zračenja koji se, postepeno, ili pak, naglo povećava do punog intenziteta tokom trajanja polimerizacionog ciklusa [24,25].

Zaključak

Svetlosno indukovana polimerizacija kompozitnih materijala predstavlja rutinsku proceduru u savremenoj stomatologiji. Istraživanja vezana za polimerizacionu kontrakciju imaju za cilj rešavanje problematike uzrokovane post-polimerizacionom kontrakcionim stresom. Za stomatologa praktičara najznačajniji su principi primenjivi u svakodnevnom radu koji mogu minimizirati negativne efekte polimerizacione kontrakcije. Na raspolaganju su različiti mehanizmi koji mogu poboljšati restaurativne zahvate koji podrazumevaju postavljanje svetlosno-aktivirajućih polimernih materijala. Adekvatnim dizajnom kaviteta, specifičnim načinima postavljanja materijala različitih viskozitetu, ali i promenom kinetike samog polimerizacionog procesa primenom savremenih svetlosnih izvora moguće je u znatnoj meri uticati na uspešnost terapijskih procedura.

Literatura

1. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996.
2. Sidhu SK, Henderson LJ. Dentin adhesives and microleakage in cervical resin composites. *Am J Dent* 1992;5:240-4.
3. Labella R, Lambrecht P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15:128-37.
4. Deb S. Polymers in dentistry. *Proc Inst Mech Eng (H)* 1998;212:453-64.
5. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing Bis-GMA-based methacrylate resins. *Biomater* 1993;14:871-5.
6. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine. *J Dent* 1991;19:301-3.
7. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995;103:322-6.
8. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent* 2000;12:291-9.
9. Culbertson BM, Wan QC, Tong YH. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *J Macromol Sci Pure Appl Chem* 1997;A34:2405-21.
10. Davy KW, Kalachandra S, Pandain MS, Braden M. Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *Biomater* 1998;19:2007-14.
11. Nie J, Linden LA, Rabek JF, Ekstrand J. Photocuring of mono-ani-functional (meth)acrylates with tris (2-(acryloyloxy) ethyl)isocyanurate. *Eur Polymer J* 1999;35:1491-500.
12. Stansbury JW, Dickens B, Liu DW. Preparation and characterization of cyclopolymerizable resin formulations. *J Dent Res* 1995;74:1110-5.
13. Kim KH, Park JH, Imai Y, Kishi T. Microfracture mechanism of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *J Dent Res* 1994;73:499-504.
14. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6:302-18.
15. Stansbury JW. Synthesis and evaluation of new oxaspiromonomers for double ring-opening polymerization. *J Dent Res* 1992;71:1408-12.

16. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21:441-52.
17. Labella R, Davy KW, Lambrecht P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Monomethacrylate co-monomers for dental resins. *Eur J Oral Sci* 1998;106:816-24.
18. De Caprio AP. The toxicology of hydroquinone: relevance to occupational and environmental exposure. *Crit Rev Toxicol* 1999;29:293-330.
19. Kalliyana Krishnan V, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time, and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabil* 1998;25:747-51.
20. Cook WDS. Photopolymerization kinetics of dimethacrylates using the camphorquinone amine initiator system. *Polymer* 1992;33:600-69.
21. Opdam NJ, Roeters, Burgersdijk RC. Microleakage of Class II box-type composite restorations. *Am J Dent* 1998;11:160-4.
22. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DA. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999;78:898-905.
23. Reis AF, Giannini M, Ambrosano GMB, Chan DCN. The effects of filling techniques and a low - viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent* 2003;31:59-66.
24. Blažić L, Živković S. Uticaj *soft start* polimerizacije na kvalitet rubnog zatvaranja kaviteta. *Stomatol Glas Srb* 2003;50:59-65.
25. Blažić L. Primena svetlosnih izvora sa plavim svetlosno-emitujućim diodama (LED) u polimerizaciji restaurativnih kompozitnih materijala (doktorska disertacija). Novi Sad, Srbija i Crna Gora: Univerzitet u Novom Sadu; 2003.
26. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin layers. *J Dent Res* 1992;71:1619-22.
27. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 1990;6:161-71.
28. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin modified glass-ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1995;11:359-62.
29. Bastioli CC, Romano G, Migliaresi C. Water sorption and mechanical properties of dental composites. *Biomater* 1990;11:219-23.
30. Lygre H, Hol PJ, Solheim E, Moe G. Organic leachables from polymer-based dental filling materials. *Eur J Oral Sci* 1999;107:378-83.
31. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002;81(12):114-8.
32. Loshe GM. Marginal adaptation of Class II composite fillings: guided polymerization vs reduced light intensity. *J Adhes Dent* 1999;186:388-91.
33. Burges JO, De Gopes M, Walker R, Ripps AH. An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999;11:125-32.
34. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent* 1998;11:17-22.
35. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent* 1998;26:695-700.
36. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 2000;12:328-39.

Summary

Introduction

Dimensional stability of polymer-based dental materials is compromised by polymerization reaction of the monomer. The conversion into a polymer is accompanied by a closer packing of molecules, which leads to volume reduction called curing contraction or polymerization shrinkage. Curing contraction may break the adhesion between the adhesive system and hard tooth tissues forming microgaps which may result in marginal deterioration, recurrent caries and pulp injury.

Polymerization shrinkage of resin-based restorative dental materials

Polymerization of the organic phase (monomer molecules) of resin-based dental materials causes shrinkage. The space occupied by filler particles is not associated with polymerization shrinkage. However, high filler loading within certain limits, can contribute to a lesser curing contraction.

Polymerization shrinkage stress and stress reduction possibilities

Polymerization shrinkage stress of polymer-based dental resins can be controlled in various ways. The adhesive bond in tooth-restoration interface guides the contraction forces to cavity walls. If leakage occurs, complications like secondary caries and pulpal irritation may jeopardize the longevity of a restoration. Stress relieve can be obtained by modifications of the monomer and photoinitiator, or by specially designed tooth preparation and application of bases and liners of low modulus of elasticity. The polymerization contraction can be compensated by water absorption due to oral cavity surrounding. The newest approach to stress relief is based on modulation of polymerization initiation.

Conclusion

This work deals with polymerization contraction and how to achieve leak-proof restoration. Restorative techniques that may reduce the negative effect of polymerization shrinkage stress need further research in order to confirm up-to-date findings.

Key words: Biomedical and Dental Materials; Polymers; Composite Resins; Dental Restoration, Permanent; Light

Rad je primljen 27. VII 2004.

Prihvaćen za štampu 16. VIII 2004.

BIBLID.0025-8105;(2004):LVII:11-12:556-560.