

Kompozit s nízkym polymerizačným napätím

SDR pre rýchle nahradenie dentínu

Robert A. Lowe, DDS

Diplomat, American Board of Aesthetic Dentistry
Súkromný lekár, Charlotte, Severní Karolína

Od nástupu svetlom tuhúcich priamych kompozitných materiálov začiatkom 80. rokov pokračuje hľadanie „náhrady za amalgám vo farbe zuba“. Najväčším práním každého zubného lekára, ktorý používa v laterálnom úseku kompozitnú živicu, je kompozitný materiál, ktorý by bolo možné nanášať naraz, podobne ako dentálny amalgám. Dva hlavné dôvody, prečo kompozity tieto požiadavky nespĺňajú, sú napätie pri polymerizačnej kontrakcii v priebehu vytvrdzovania a obmedzená hĺbka polymerizácie. Hlavne z týchto dôvodov sa pri vytváraní výplní z kompozitných živíc používajú tradičné techniky postupného vrstvenia. Výsledné napätie pri polymerizačnej kontrakcii je u hrubších vrstiev kompozitov vyššie, než u vrstiev tenších. Väčšina lekárov doporučuje kompozit nanášať v 2 mm vrstvách. Rozhodujúca je tiež hĺbka vytvrdenia. Ak polymerizačná lampa nevytvrdí materiál v hlbších oblastiach kavity, vplyvom vzdialenosti svetelného zdroja alebo neschopnosti svetla preniknúť cez výplňový materiál, môže výsledný nevytvrdený materiál nepriaznivo ovplyvniť väzbu so zubnými tkanivami a tiež aj kvalitu a trvanlivosť výplne.

Veda sa v oblasti materiálov zamerala na vytvorenie kompozitu s nízkou kontrakciou (väčšina kompozitov na súčasnom trhu má polymerizačnú kontrakciu na úrovni 2,5 až 3,5%), ktorá zvýši stálosť väzby so zubnými tkanivami a zníži možnosť vzniku mikroskopických netesností, jednu z hlavných príčin recidivujúceho zubného kazu a definitívneho poškodenia výplne. Aj keď bol v tejto oblasti zaznamenaný úspech, čo dokazuje predstavenie kompozitných materiálov s nižšou polymerizačnou kontrakciou, iba nižšia polymerizačná kontrakcia nemôže vyrovnať materiál nanesený naraz - v jednej dávke. Musí byť znížené napätie na väzobnom rozhraní a toto napätie môže byť nezávislé na kontrakcii. Dva materiály s rovnakou úrovňou kontrakcie totiž môžu dať vznik rozdielnemu napätiu na väzobnom rozhraní v závislosti na dynamike ich polymerizácie.^[1-11]

Dvoma prístupmi, na ktoré sa poukazuje ako na potenciálne riešenie tohoto problému, sú vývoj kompozitného výplňového materiálu s nízkym napätím založenom na inom systéme

monomérov než bis-GMA, a vývoj zatekavého materiálu s nízkym polymerizačným napätím, ktorý by sa v laterálnom úseku používal ako náhrada dentínu pod konvenčnú kompozitnú živicu.

Nízka kontrakcia priamo zhotovených kompozitov

Nový systém monomérov popísaný Weinmannom et al. ^[12], nazvaný siloranový, vznikol reakciou molekúl oxiranu a siloxanu. Mechanizmus kompenzácie napätia u tohoto systému funguje tak, že sa v priebehu polymerizácie otvárajú reťazce oxiranov. Filtek™ Silorane (3M ESPE, www.3mespe.com) je kompozitný materiál siloranového základu, ktorý vzišiel z tohoto výskumu. Hlavnou výhodou tejto alternatívy kompozitných živíc je nízka polymerizačná kontrakcia siloranov. Aby dosiahol podobnú pevnú väzbu na sklovinu



Obr. 1: Preparacia kavity II. triedy



Obr. 2: Aplikácia 4mm vrstvy SDR



Obr. 3: Modelacia okluzálnej plochy konvenčným kompozitom (2 mm)

a dentín ako konvenčné adhezívne systémy kompozitných živíc, ktorých základom je bis-GMA, vyžaduje Filtek Silorane naviac konkrétny adhezívny bond, Silorane Bond (3M ESPE). Objemová kontrakcia Filtek Silorane je udávaná ako 1,7%. Ak je u konvenčných kompozitov meraná objemová kontrakcia pri polymerizácii, pohybuje sa medzi 3% až 5%. Konvenčné kompozity propagované ako „kompozity s nízkou kontrakciou“ ako je Aelite™ LS (Bisco, www.bisco.com), Kalore™ (GC America, www.gcamerica.com), N'Durance™ (Septodont, www.septodontusa.com) a Grandio® (VOCO America, www.vocoamerica.com) majú objemovú kontrakciu menšiu než 3% (a to: Aelite LS: 1,39%, Kalore: 1,72%, N'Durance: 1,4% a Grandio: 2,4%).^[13-16] Bolo preukázané, že tieto kompozitné materiály s nízkou kontrakciou majú po mechanickom zaťažení výrazne nižší sklon k vzniku mikroskopických netesností.^[17] Niektoré klinické štúdie však kladú otázku, či je to možné vyložiť ako klinický významný rozdiel pokiaľ ide o dlhodobú stálosť výplne.^[18]

Zatekavá báza pre výplne v laterálnych úsekoch aplikovaná v hrubej vrstve

Nedávno bol vyvinutý unikátny typ zatekavých kompozitných živíc, ktorý by mal v laterálnom úseku slúžiť ako báza pre výplne z kompozitných živíc. Použitie zatekavého kompozitu ako lineru alebo ako bázy pre kompozitné výplne v laterálnom úseku samozrejme nie je novinkou. O tomto

spôsobe použitia sa tvrdí, že zlepšuje adaptáciu ku gingiválnym okrajom u kompozitných výplní II. triedy a znižuje výskyt mikroskopických netesností. Taktiež sa tvrdí, že tým, že sú zatekavé kompozity prirodzene pružnejšie, pôsobia proti napätiu pri polymerizačnej kontrakcii vrstvy kompozitných živíc. Žiadna z týchto zmienovaných výhod nebola potvrdená, ale existuje pomerne rozšírená zhoda, že použitie zatekavých kompozitov pomáha dosiahnuť optimálnu adaptáciu vrchnej vrstvy kompozitu na nerovnosti preparovanej kavity.

Nový zatekavý kompozit (SDR Flow, DENTSPLY, www.dentsply.eu) je indikovaný ako báza pre naraz (v jednej dávke) zhotovené kompozitné výplne v laterálnom úseku, ktoré je možné nanášať až v 4 mm vrstvách. Možnosť nanášania takého množstva materiálu v jednej vrstve výrazne šetrí čas, a aj keď tento systém vyzerá celkom jednoducho, je niekoľko dôležitých požiadaviek, ktoré musí materiál pre túto indikáciu splniť. Podľa výrobcu je dôležité nasledujúce.

Väčšia hĺbka vytvrdzovania

Toto je pre materiál celkom jasná požiadavka. Je nevyhnutné, aby bol zatekavý kompozit vytvrdený zhora až dole v minimálnej hĺbke 4 mm. Výrobca uvádza, že SDR tejto požiadavke vyhovuje vďaka svojmu iniciačnému procesu polymerizácie a svojimi optickými vlastnosťami, ktoré zlepšujú priepustnosť svetla. Je treba upozorniť na to, že aj keď je tento materiál rtg kontrastný, bude sa na RTG snímke javiť prievitnejší než mnohé kompozitné „dentínové výplne“. Umožňuje tak ale prienik svetla a väčšiu hĺbku vytvrdenia.

4 mm v jedinej aplikácii

- Výplne až do 4mm bez vrstvenia
- Excelentná adaptácia v kavitě vďaka zatekavosti
- Kompatibilný so všetkými bežnými adhezívami*

* chemicky kompatibilný s adhezívami na báze metakrylátu

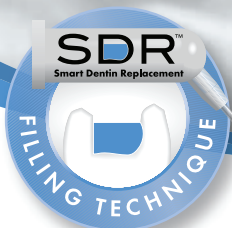
Kontakty pre SR:

EuDent Vrútky spol. s r.o.
Horná Kružná
038 61 Vrútky
Tel.: +421 434 286 219
Fax: +421 434 300 351
email: office@eudent.sk
www.eudent.sk

Albaco Dent s.r.o.
Škultétyho 1
080 01 Prešov
Tel.: +421 517 764 191
Fax: +421 517 764 726

Hu-Fa Dental a.s.
Janka Kráľa 46
022 01 Čadca
Tel.: +421 414 331 016-17
Fax: +421 414 331 015
email: hufa@hufa.sk
www.hufa.sk

DentAll s.r.o.
Záhradná 30
080 01 Prešov
Tel.: +421 517 582 006
Fax: +421 517 582 007
email: dentall@dentall.sk
www.dentall.sk



WOW!
Please Order!
←

Zvláštne spracovanie

Táto požiadavka je dôležitá, aby materiál ponúkal skutočné pohodlie i funkciu. SDR ako zatekavý materiál je možné vo väčšom množstve naraz nanášať veľmi rýchlo, pretože sa jednoducho adaptuje na vnútorný tvar kavit bez toho, aby s ním bolo po nanosení nutné manipulovať. Okrem toho sa materiál za pár sekúnd prispôsobuje (je samonivelizačný) a vytvára rovnomernú bázu pre následné nanášanie kompozitu, opäť bez nutnosti ďalšej manipulácie. Keby tento materiál nemal vhodné reologické vlastnosti, nebolo by možné nanášať materiál naraz – v jednej dávke, a súčasne zaistiť optimálnu adaptáciu ku zložito preparovaným kavitám.

Nízke napätie pri polymerizačnej kontrakcii

Pri polymerizácii svetlom v určitej miere kontrahujú všetky kompozitné živice. Zatekavé kompozity kontrahujú viac, pretože majú nižší obsah plniva. Ak je kontrakcia obmedzovaná, ako v prípade bondovania, na väzobných plochách sa vytvorí napätie, ktoré môže narušiť okraje a spôsobiť tým citlivosť po ošetrení. Napätie pri polymerizačnej kontrakcii, ktorej je vystavená báza pri nanášaní materiálu v jednej dávke je veľké. Objem nanoseného materiálu môže byť relatívne veľký, a čím väčší je objem materiálu, tým väčšie je napätie pri kontrakcii. Okrem toho je u preparácií kavit v laterálnom úseku veľký C-faktor – výplne kavit I. triedy majú v skutočnosti zo všetkých tried najväčší C-faktor. C-faktor je pomer väzobných a neväzobných (nebondovaných) povrchov a vychádza na 5 u výplní kavit I. triedy a na 2 u výplní kavit II. triedy. Nie je teda prekvapením, že požiadavke zníženia napätia pri polymerizačnej kontrakcii je najťažšie vyhovieť práve u materiálov pre zhotovované výplne v jednej dávke. Výrobca uvádza, že SDR tejto požiadavke vyhovuje vďaka unikátnemu postupu polymerizácie, ktorý spôsobom vzniku polymerizačných väzieb vytvára veľmi malé napätie. Výsledkom toho je veľmi malé napätie vznikajúce na väzobných plochách po vytvrdení materiálu.^[19-28]

Záver

Kontrakcia kompozitov bude aj naďalej problémom, ktorý sa vedci a lekári snažia vyriešiť vytvorením materiálu s nulovou kontrakciou, lepšou celistvosťou okrajov, ale má súčasne uspokojivé fyzikálne vlastnosti a spôsob spracovania, ktoré by značne zlepšili súčasné technológie. Zníženie napätia pri polymerizácii sa zdá byť rozhodujúcim faktorom, pre adheziívne rozhranie tuhého kompozitu a neprenáša sa nutne na objemovú kontrakciu výplňového materiálu.

Použitá literatúra

- He Z, Shimada Y, Sadr A, et al. The effects of cavity size and filling method on the boxing to Class I cavities. *J Adhes Dent.* 2008;10(6): 447-453.
- Nayif MM, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique. *J Dent.* 2008; 36(3): 228-234.
- Félix SA, González-López S, Mauricio PD, et al. Effects of filling techniques on the regional bond strength to lateral walls in Class I cavities. *Oper Dent.* 2007;32(6): 602-609.
- Ilie N, Hickel R. Quality of curing in relation to hardness, degree of cure and polymerization depth measured on a nano-hybrid composite. *Am J Dent.* 2007;20(4): 263-268.
- Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, et al. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2): 129-140.
- Chikawa H, Inai N, Cho E, et al. Effect of incremental filling technique on adhesion of light-cured resin composite to cavity floor. *Dent Mater J.* 2006;25(3): 503-508.
- Quellet D. Considerations and techniques for multiple bulk-fill direct posterior composites. *Compend Contin Educ Dent.* 1995;16(12): 1212-1216.
- Hirabayashi S, Hood JA, Hirasawa T. The extent of polymerization of Class II light-cured composite resin restorations; effects of incremental placement technique, exposure time and heating for resin inlays. *Dent Mater J.* 1993;12(2): 159-170.
- Puckett A, Fitchie J, Hembree J Jr, Smith J. The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. *Oper Dent.* 1992;17(5): 186-191.
- Tjan AH, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 1992;67(1): 62-66.
- Wieczkowski G Jr, Joynt RB, Klockowski R, Davis EL. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1988;60(3): 283-287.
- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005; 21: 68-74.
- Duarte S, Phark, JH, Varjao FM, Sadan A. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dent Mater.* 2009;25: 589-600.
- Simon JF, Waldemar G, de Rik BA. Lowshrink composites. *Inside Dentistry.* 2009; 5(3):56-58.
- Radz G. New chemistry opening doors. *Dental Products Report.* September 2009. Available at: http://www.dentalproductsreport.com/articles/show/dpr0909_360_cosresto. Accessed December 9, 2009.
- Data on file. GC America Corporation R&D, Tokyo, Japan.
- Yamazaki PCV, Bedran-Russo AKB, Pereira PNR, Swift EJ. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper Dent.* 2006;31(6): 670-676.
- van Dijken JWV, Lindberg A. Clinical effectiveness of a low shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *J Adhes Dent.* 2009;11: 143-148.
- Clifford SS, Roman-Alicea K, Tantbirojn D, Versluis A. Shrinkage and hardness of dental composites acquired with different curing lights. *Quintessence Int.* 2009;40(3): 203-214.
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24(11): 1501-1505.
- Muñoz CA, Bond PR, Sy-Muñoz J, et al. Effect of pre-heating on depth of cure and surface hardness of light-polymerized resin composites. *Am J Dent.* 2008;21(4): 215-222.
- Cunha LG, Alonso RC, de Souza-Junior EJ, et al. Influence of the curing method on the postpolymerization shrinkage stress of a composite resin. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(4): 266-270.
- Gerdolle DA, Mortier E, Droz D. Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *J Dent Child.* 2008;75(2): 125-133.
- Lopes LG, Franco EB, Pereira JC, Mondelli RF. Effect of light-curing units and activation mode on polymerization shrinkage and shrinkage stress of composite resins. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(1): 35-42.
- Pereira RA, Araujo PA, Castañeda-Espinosa JC, Mondelli RF. Comparative analysis of the shrinkage stress of composite resins. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(1): 30-34.
- Ilie N, Hickel R. Quality of curing in relation to hardness, degree of cure and polymerization depth measured on a nano-hybrid composite. *Am J Dent.* 2007;20(4): 263-268.
- Tanoue N, Murakami M, Koizumi H, et al. Depth of cure and hardness of an indirect composite polymerized with three laboratory curing units. *J Oral Sci.* 2007;49(1): 25-29.
- Ilie N, Kunzelmann KH, Visvanathan A, Hickel R. Curing behavior of a nanocomposite as a function of polymerization procedure. *Dent Mater J.* 2005;24(4): 469-477.