

V posledných desaťročiach prešli adhezívne postupy v rámci zubného lekárstva významným vývojom. Mílnikom v tomto rozvoji bolo vyvinutie kompozitov na báze BisGMA. Nové monoméry ako UEDMA, BisEMA, nové iniciačné systémy a technológie výroby plniva významne prispeli k zlepšeniu fyzikálnych vlastností týchto materiálov, čím predurčili ich indikáciu na priame i nepriame výplňové materiály.

# Flow kompozit s redukciou poly- merizačného napätia

## SDR firmy Dentsply

MUDr. Daniel Urban<sup>1</sup>

MUDr. Anton Moják<sup>2</sup> • prof. MUDr. Neda Markovská, CSc.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> I. Stomatologická klinika, Lekárska fakulta UPJŠ, Košice

<sup>2</sup> Súkromná zubná ambulancia, MUDr. Jozef Minčík, PhD., Košice

Pri kompozitoch pre dentálne použitie sa stretávame so spoločným problémom 2–4% objemovej kontrakcie počas procesu polymerizácie. Táto kontrakcia vytvára polymerizačné napätie v rámci kompozitnej výplne, čo môže viesť k vzniku marginálnych netesností medzi kompozitom a tvrdými zubnými tkanivami. Napriek vývoju nových dentínových adhezív, žiaden z doterajších systémov nie je schopný kompenzovať tvorbu mikrošpár na rozhraní dentín/povrch výplne, a to pre neschopnosť eliminovať polymerizačné napätie. Mnoho výskumníkov vynakladá veľké úsilie za účelom vyriešiť problém polymerizačnej kontrakcie vývinom nových nektrahujúcich častíc plniva [1, 2].

Jedným zo spôsobov, ako redukovať polymerizačné napätie, je aplikovať medzi zubné tkanivá a kontrahujúci kompozitný materiál liner s nízkym modulom elasticity. To môže prispieť k homogénnejšej distribúcii napätia na adhezívnom povrchu vytváraním vrstvy absorbujúcej napätie. Druhým prístupom je inkrementačná technika vrstvenia kompozitu počas jeho zhotovenia. Odôvodnením inkrementačnej techniky je minimalizácia premostenia medzi stenami kavity počas polymerizácie a redukcia polymerizačného napätia vďaka postupnej aplikácii malých objemov materiálu. No prínos

inkrementačnej techniky je podľa niektorých autorov otázný. Tretí prístup spočíva v redukcii miery polymerizácie, teda podielu polymerizovaných a nepolymerizovaných monomérov. Vyšší podiel zbytkového monoméru však vedie k väčšej cytotoxicite výplňového materiálu [2, 3].

Napriek tomu, že polymerizačná kontrakcia bola významne redukovaná modifikáciou zloženia moderných kompozitných materiálov, a to navýšením anorganického plniva, polymerizačné napätie stále zostáva príliš vysoké, než aby umožňovalo priamu aplikáciu v rámci rozsiahlych kavit v distálnom úseku. Keďže polymerizačné napätie sa významne odráža v kvalite a trvácnosti zhotovených výplní, bolo odporúčaných viacero prístupov na zníženie napätia modifikáciou polymerizačných protokolov. Avšak stále prebieha rozsiahla odborná diskusia, či tento prístup významnejšie redukuje napätie bez zníženia miery konverzie monoméru. Skutočný prínos týchto postupov nebol dostatočne preukázaný. Pri použití tzv. soft start módu polymerizačnej lampy je možné dosiahnuť zníženie konverzie dvojitého väzieb a polymerizačného napätia v porovnaní s konvenčným polymerizačným svetlom plnej intenzity. Na druhej strane však takto polymerizované vzorky vykázali vyšší podiel zbytkového monoméru [4].

Zhotovenie výplne znamená vytvorenie zmeny v biomechanickej rovnováhe prirodzených zubov. To platí obzvlášť pre výplne na báze kompozitnej živice, pretože mechanické parametre materiálov sa môžu značne líšiť v porovnaní s prirodzenými zubnými tkanivami. Problém nastáva pri vystavení mechanickému zaťaženiu. Polymerizačná kontrakcia na jednej strane a cyklická únava materiálu na druhej strane vedie k narušeniu súdržnosti kompozitného materiálu. Miera polymerizačnej kontrakcie na úrovni 1,5–3 % je spoločným problémom adhezívnych výplní. Potlačená kontrakcia produkuje napätie, ktoré môže prevýšiť kohézne a adhezívne sily samotných výplňových materiálov. Napätie tiež narúša adhezívny povrch skloviny a dentínu [5]. Všetky postupy vychádzajúce z modifikovania pracovného postupu v rámci zhotovenia kompozitných výplní redukujú polymerizačné napätie len nepriamo, pretože nevychádzajú z chemizmu kompozitných výplní. Môžu tiež viesť k modifikácii fyzikálnych a chemických vlastností materiálov. Skutočný prínos možno očakávať v prípade úpravy chemickej štruktúry kompozitných živíc. V prípade vyvinutia nového monoméru však nastáva problém s kompatibilitou takéhoto kompozitu s dostupnými adhezívnymi systémami, ktoré sú v súčasnosti na pokročilej úrovni s dobrými klinickými výsledkami.

## Polymerizačné napätie

Polymerizačné napätie je výsledkom polymerizačnej kontrakcie, respektíve jej obmedzením následkom bondingu k stenám kavity. Dalším dôležitým faktorom v rozvoji polymerizačného napätia je viskoelastické správanie materiálu charakterizované jeho zatekavosťou v skorých štádiách polymerizácie a modulom elasticity nadobudnutým počas polymerizácie [6]. Miera polymerizačného napätia je podľa Fleizera et al. [7] determinovaná konfiguráciou kavity. Pre popis geometrie kavity spomínaní autori definovali konfiguračný faktor C. Ten popisuje vzťah medzi bondovaným a voľným (nebondovaným) povrchom. Vo svojej štúdii popísali vzťah medzi C-faktorom a očakávaným napätím v rámci kavity. Dobrá kompenzácia napätia je možná u výplní IV. triedy, pretože ich konfigurácia ponúka niekoľko voľných povrchov. Kavity I. triedy potom vykazujú najmenej výhodnú konfiguráciu [8]. Pomer bondovaných a voľných povrchov je na úrovni 5 : 1.

Ak je kompozit na báze živice polymerizovaný v trojdimenzionálne uzavretej kavitě, dochádza k rozvoju napätia, ktoré je výsledkom polymerizačnej kontrakcie, ktorá sprevádza tuhnutie. Toto napätie je prítomné v rámci kompozitu a môže byť prenesené na bondovaný povrch okrajov výplne. Veľkosť tohoto potenciálne škodlivého napätia je funkciou určitých charakteristík vychádzajúcich z vlastností kompozitu a prepracie kavity. Dôležitou



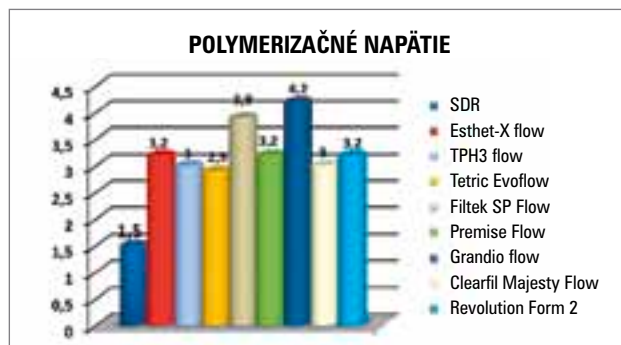
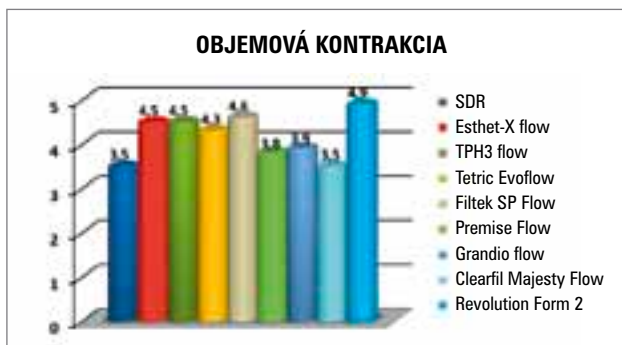
Obr. 1 SDR v kompuli umožňuje jednoduchú a presnú aplikáciu 4 mm vrstvy kompozitu.

charakteristikou je koncentrácia plniva. U kompozitov na báze živice obsah plniva priamy vzťah k mechanickým vlastnostiam a k odolnosti výplne. Prítomnosť vysokého obsahu plniva je kľúčová vzhľadom k redukcii kontrakcie kompozitu počas polymerizácie.

Konvenčné nízkoviskózne flow kompozity na báze živice obsahujú o 20–25 % menej plniva ako plnené kompozity. Viaceré štúdie popísali výrazné rozdiely v module elasticity a objemovej kontrakcii medzi flow kompozitmi a konvenčnými hybridnými materiálmi. Napriek tomu, že vysoká objemová kontrakcia môže produkovať vyššie hodnoty napätia, je možné, že nízky modul elasticity vedie k redukcii vzrastu napätia a napomáha udržať marginálny uzáver výplne. Flow kompozity boli tiež indikované ako intermediárna vrstva linera medzi adhezívom a plneným kompozitom. Viaceré štúdie uvádzajú, že intermediárna vrstva neplneného kompozitu zlepšuje marginálny uzáver výplne a o 50 % redukuje polymerizačné napätie, ktoré produkuje následná vrstva plneného kompozitu s vyšším modulom elasticity [9].

## Materiál SDR

Materiál SDR (Smart Dentin Replacement) je zatekavá podložka do distálneho úseku na báze kompozitnej živice. Zatekavá konzistencia zabezpečuje dobrú adaptáciu k stenám kavity. Materiál sa samonivelizuje, no zároveň dobre adheruje k dentínovému povrchu a uľahčuje tak jeho aplikáciu. Je indikovaný pre nahradenie dentínovej časti výplne, čo predstavuje priemerne dve tretiny objemu kavity I. a II. triedy. Vlastnosti materiálu SDR sú zhodné s vlastnosťami flow kompozitov, no SDR možno polymerizovať v 4mm vrstvách, a to s minimalizovaným polymerizačným napätím. Materiál sa okluzálne prekrýva univerzálnym kompozitom na báze metakrylátu za účelom nahradenia sklovinnej vrstvy.



Grafy 1,2 Objemová kontrakcia (údaje v %) a polymerizačné napätie (v MPa) flow kompozitov v prehľade [10].

Výhodou SDR je kompatibilný chemizmus, ktorý umožňuje kombinovať materiál s konvenčnými dentínovými a sklovinnými adhezívami. Zubný lekár tak môže používať akýkoľvek bond na báze metakrylátu (total-etch technika, samoleptacie, jednozložkové, viaczložkové adhezíva) a zároveň môže na pokrytie dentínovej bázy použiť akýkoľvek kompozitný materiál, s ktorým pracuje. Chemicky sa jedná o kompozitnú živicu na báze uretándimetakrylátu. Do chemickej štruktúry živice je navyše pridaný modulátor polymerizácie, ktorý synergicky interaguje s gáforchinónovým fotoiniciátorom. Výsledkom je zníženie polymerizačného napätia pri zachovaní konverzie a podielu zbytkových monomérov.

Pilotné štúdie materiálu SDR uvádzajú významný posun v korekcii polymerizačnej kontrakcie a najmä v redukcii polymerizačného napätia pôsobiaceho v rámci výplne medzi adhezívnym povrchom a polymérom. Práve polymerizačné napätie je jedným z najdôležitejších faktorov vedúcich k zlyhaniu výplne v distálnom úseku.

Všetky uvedené parametre pritom nemajú negatívny vplyv na zmeny mechanických a fyzikálnych vlastností v porovnaní s konvenčnými kompozitmi. Obsah plniva je na úrovni 68 hmotnostných percent a 44 objemových percent. Fotoiniciačný systém a farebné pigmenty sú identické v porovnaní s inými kompozitnými materiálmi. SDR je dodávaný v univerzálnom odtieni s dobrým chameleón efektom.

Výsledný farebný odtieň vytvára kompozit určený na pokrytie okluzálnej plošky. Rádioopacita materiálu spĺňa požiadavky ADA a je na úrovni hodnoty 2,2 (hodnoty pre sklovinu 2,0; dentín 1,0) [10].

V rámci klinických in vivo štúdií materiál vykazuje veľmi dobrú schopnosť rekonštruovať kontaktný bod. Treba si však uvedomiť, že výsledok značne ovplyvňuje kvalita použitého systému matríc. Taktiež bola zaznamenaná minimálna miera pooperačnej citlivosti. Z celkového počtu zhotovených kavit v distálnom úseku (n=151; 100%) hodnotených v intervale 6 mesiacov bol diagnostikovaný recidivujúci zubný kaz u jednej výplne (1%) [10].

Pracovný postup zhotovenia výplne je zhodný s postupom pri zhotovení bežných adhezívnych výplní. Chemické zloženie je zárukou plnej kompatibility SDR s ostatnými materiálmi používanými v rámci pracovného postupu. Zhotovenie výplne kavity II. triedy uvádzame v prehľade na obrázkoch 2–4.

## Diskusia

Materiál SDR predstavuje pokročilé riešenie problému polymerizačného napätia kompozitných materiálov v distálnom úseku. V čase uvedenia na trh sú k dispozícii desiatky nezávislých štúdií overujúce vlastnosti materiálu udávané výrobcom. Zaujímavé budú výsledky hodnotiace materiál s dlhším časovým odstupom v rôznych klinických aplikáciách.



Obr. 2 Aplikácia SDR z kompile do kavity II. triedy [11].



Obr. 3 Náhrada celej dentínovej časti jedinou aplikáciou až do hrúbky 4 mm [11].



Obr. 4 Rekonštrukcia okluzálnej plôšky konvenčným plneným kompozitom [11].

Uvedené vlastnosti sa výrazne odrážajú v skrátenej dobe potrebného na zhotovenie rozsiahlejších výplní v distálnom úseku a výraznou mierou redukujú nepriaznivý vplyv polymerizačného napätia na trvanosť výplne. Jednoduchý pracovný postup, dobré fyzikálne vlastnosti a kompatibilita materiálu ho predurčujú pre jednoduchú implementáciu v rámci zaužívaných postupov konzervačného ošetrovania distálnych kavit.

#### Literatúra:

1. Kleverlaan C.J., Feilzer A.J.: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 2005. 21(12): 1150–117.
2. Lim B., et al.: Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dental Materials*, 2002. 18(6): 436–444.
3. Choi K.K., Condon J.R., Ferracane J.L.: The Effects of Adhesive Thickness on Polymerization Contraction Stress of Composite. *Journal of Dental Research*, 2000. 79(3): 812–817.
4. Lu H., Stansbury J., Bowman C.: Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *Journal of Dental Research*, 2005.
5. Ausiello P., Apicella A., Davidson C.: Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Dental Materials*, 2002. 18(4): 295–303.
6. Braga R.R., Ballester R.Y., Ferracane J.L.: Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*, 2005. 21(10): 962–70.
7. Feilzer A., De Gee A.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*, 1987.
8. Ilie N., Kunzelmann K., Hickel R.: Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dental Materials*, 2006. 22(7): 593–601.
9. Braga, R., Hilton T., Ferracane J.: Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *The Journal of the American Dental Association*, 2003. 134(6): 721.
10. DENTSPLY, SDR Scientific Compendium June 2009. 2009. 1–84.
11. Blank J.: SDR Case Study. In: *DENTSPLY SDR Case Studies*, 2010.