

Szegedi Tudományegyetem, Fogorvostudományi Kar, Konzerváló és Esztétikai Fogászati Tanszék*,
Dicom Lab Ltd.**

Pécsi Tudományegyetem, Általános Orvostudományi Kar, Konzerváló fogászati és Parodontológiai Tanszék***

Rövid üvegszál-erősítésű direkt restauratív technikák által kifejtett polimerizációs stressz hatására létrejött zománcrepedések mély üregekben

ALFÖLDI ALIZ*, DR. JAKAB ANDRÁS*, DR. BRAUNITZER GÁBOR**, DR. LEMPEL EDINA***, DR. FRÁTER MÁRK*

Bevezetés: Vizsgálatunk célja az volt, hogy megállapítsuk, mutatkozik-e különbség a keletkezett zománcrepedések számában három különböző töméstechika alkalmazása esetén.

Anyag és módszertan: 60 azonos méretű extrahált bölcsességfogat három csoportra osztottunk ($n = 20$). Standardizált MOD kavitásokat preparáltunk, majd a fogakat az alábbiak szerint restauráltuk: az első csoportban kizárólag folyékony SFRC-t alkalmaztunk; a másodikban hagyományos folyékony kompozit alapot követően SFRC-t; a harmadik csoportnál a folyékony kompozit alapba polietilén szalag került, majd erre került az SFRC réteg. A fotopolimerizáció után a D-Light Pro lámpa „detection mode” üzemmódjával vizsgáltuk a fogzománctot, rögzítve a kialakult repedések számát. Az összrepedésszámot közvetlenül a restaurációk elkészülte után, majd egy és négy hét elteltével is regisztráltuk.

Eredmények: Az egyes csoportok között nem találtunk szignifikáns különbséget az összrepedésszámban, ugyanakkor minden csoportban szignifikánsan nőtt a repedések száma az idő előrehaladtával.

Következtetés: Különböző szálerősített technikák esetén is megfigyelhető a posztpolimerizációs repedések számának időbeli növekedése.

Kulcsszavak: polimerizációs zsugorodás, repedés, rövid üvegszál-erősített kompozit, tömési technika

Bevezetés

Napjainkban a fogászatban használatos hagyományos kompozit tömőanyagok polimerizációjuk során 1–6%-os térfogatcsökkenésen mennek keresztül [1, 2]. A polimerizációs zsugorodás számos klinikai problémát okozhat, úgymint marginális elszíneződést, posztoperatív érzékenységet, résképződést és a mikroszivárgás következtében kialakult szekunder szuvasodást, illetve zománcrepedést, mely utóbbi a fog csücsökelhajlásához társul [3–5]. A csücsökelhajlás egy gyakori biomechanikai jelenség, amely a restaurált fogban a kompozit tömőanyag polimerizációs zsugorodási feszültségének és az üreg falai (falak folytonossága és vastagsága) közötti kölcsönhatásból származik [6, 7]. Magne és mtsai szerint a mély mezo-okkluzo-disztális (MOD) üregek a moláris régióban mutatják a legnagyobb mértékű csücsökelhajlást a zárólécek hiánya miatt [8]. Vizsgálatok kimutatták, hogy MOD üreg preparálása a zárólécek elvesztése miatt átlagosan 63%-os csökkenést eredményez a relatív csücsökmerevségben [9, 10], és ezzel párhuzamosan nagyjából 54%-os csökkenés figyelhető meg a fog töréssel szembeni ellenállásában [11, 12]. Emellett a fáradásos törések száma arányos a csücsökelhajlás nagyságával [10–12]. Forster és munkatársai

rámutattak, hogy ezekben a klinikai helyzetekben az 5 mm-es üregmélység kritikus határnak tekinthető, mert ettől a mélységtől kezdve jelentkeznek számottevően a kompozit restaurátumokra jellemző hátrányok, mint például a töréssel szembeni korlátozott szívósság [13]. A szakirodalomban számos lehetséges megoldás található a csücsökelhajlás csökkentésére, és ennek következtében a zománcrepedések kialakulásának és terjedésének mérséklésére. Ezek közé a módszerek közé tartozik az „elasztikus kavitásfal elmélet” alapján egy hagyományos folyékony kompozit alap alkalmazása [14, 15]. Ezenkívül szóba jöhet még polietilén szalag alkalmazása is a kavitás alján [16]. Jelentős újítást jelent a rövid üvegszál-erősítésű kompozit (SFRC) anyagok alkalmazása. A beágyazott üvegszálak segítenek a polimerizációs zsugorodás szabályozásában, mivel a tömőanyag nem tud a szalag mentén zsugorodni, így az anyag vízszintes mérete nagyrészt változatlan marad, és csak a szalag közötti gyantamátrixban megy végbe zsugorodás. Ez a technika akár 30–72%-kal is csökkentheti az anyag zsugorodását más, szálerősítés nélküli kompozitokhoz képest [17, 18]. Felmerül a kérdés, hogy az új, folyékony SFRC anyagok esetén egy rugalmas, hagyományos folyékony kompozit alap, polietilén szalakkal vagy anélkül, befolyásolja-e a polimerizáció okozta

Érkezett: 2025. július 10.

Elfogadva: 2025. november 11.

DOI <https://doi.org/10.33891/FSZ.118.2.42-46>

repedésképződést a tisztán folyékony SFRC anyagból készített direkt restaurációkhoz képest. A nullhipotézisek: 1) nem lesz különbség a repedések számában a vizsgált csoportok között a restaurációs eljárás utáni egyik vizsgált időpontban sem; 2) nem lesz különbség a repedések számában ugyanazon csoporton belül 4 héttel a restaurátum elkészülte után.

Vizsgálati anyagok és módszer

Jelen vizsgálatba összesen 60, fogszabályozás céljából kihúzott alsó bölcsességfogot vontunk be (etikai engedély: BM/23566-1/2023). A kiválasztott fogak konzisztens azonos koronai méretekkel rendelkeztek (az orovestibuláris átmérő 9–10 mm, a meziodisztális átmérő 10–11 mm, a korona magassága 6–8 mm között mozgott). A vizsgálat során a mintákat 0,9%-os sóoldatban, szobahőmérsékleten tároltuk. A vizsgálatba bevont valamennyi fogba standardizált méretű II. osztályú MOD kavitásokat preparáltunk (5 mm mélység, 2,5 mm falvastagság), egy kerek végű, párhuzamos gyémántfúró (881.31.014 FG – Brüsseler USA Dental, Savannah, GA, USA) segítségével. A preparálás során a falvastagságot a kavitás alján folyamatosan ellenőriztük egy digitális tolómérővel (Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japán). Az üreg falait a fog tengelyével párhuzamosan alakítottuk ki. Az üreg mélységét egy 15 UNC méretű parodontális szondával (Hu-Friedy Mfg. Co., Chicago, USA) mértük. A minták előkészítését követően minden fogat alaposan megvizsgáltunk zománcrepedések után kutatva transzillumináció segítségével, a D-Light Pro lámpa (GC Europe, Leuven, Belgium) „detection mode” üzemmódjával, 4,3-szoros nagyítással. A fényforrást több pozícióban alkalmaztuk a külső fogfelszínen 1-2 percen keresztül, ezzel biztosítva, hogy valamennyi repedés detektálásra kerüljön. Vizsgálatunkban csak a 2 mm-es vagy annál nagyobb repedéseket minősítettük zsugorodás okozta repedéseknek. A már meglévő zománcrepedéseket mutató fogakat kizártuk, és repedésmentes mintákkal helyettesítettük.

Restauratív eljárások

Minden fog ugyanabban az adhezív előkészítésben részesült. Tofflemire matricát (1101C 0,035, Kerr Dental, Orange, CA, USA) alkalmaztunk, ezután az üreget körülvevő zománcot 37%-os foszforsavval 15 másodpercig marattuk, majd vízzel lemostuk. A kavitás szárítása után a gyártó utasításainak megfelelően egy egy lépésű self-etch adhezívet (G-Premio Bond, GC Europe) alkalmaztunk. Az adhezívet 60 másodpercig fotopolimerizáltuk egy Optilux 501 kvarc-volfram-halogén fotopolimerizációs készülékkel (Kerr Dental, Orange, CA, USA). A fotopolimerizációs lámpa átlagos teljesítménye $820 \pm 40 \text{ mW/cm}^2$ volt amelyet egy digitális radiométerrel (Bluephase Meter II, Ivoclar Vivadent, Solna,

Svédország) mértünk. A II. osztályú üregeket először centripetális tömés technikával, az approximális falak felépítésével I. osztályúvá alakítottuk át. Az üregeket ezután az alábbi csoportoknak megfelelően restauráltuk:

1. csoport (kontroll): Az üregek helyreállítása egyetlen 4 mm vastag, folyékony SFRC (EverX Flow Bulk Shade, GC Europe) anyaggal történt, bulk-fill technikát alkalmazva, okkluzálisan 1 mm helyet hagyva. A réteget 40 másodpercig fotopolimerizáltuk, majd egy folyékony SFRC-réteggel (EverX Flow Dentin Shade) fedtük be. Az okkluzális réteget ezután 20 másodpercig fotopolimerizáltuk.

2. csoport: Az okkluzopulpális falon alábélelést alkalmaztunk egy vékony réteg (maximum 0,5 mm) hagyományos folyékony kompozit anyaggal (G-aenial Hiflo, GC Europe), melyet 40 másodpercig fotopolimerizáltunk. Ezt követően az **1. csoportban** leírtaknak megfelelően restauráltuk a kavitásokat.

3. csoport: A **2. csoportban** is alkalmazott alábélelésbe egy ultranagy molekulasúlyú polietilénszálat (Ribbond-Ultra THM; Ribbond Inc., Seattle, WA, USA) helyeztünk, beágyazva a kompozit anyagba. A kavitásokat az **1. csoportban** leírtak szerint restauráltuk.

A restaurációk elkészülte után azokat finom szemcsés gyémántfúróval (FG 7406-018, Jet Diamonds, Ft. Worth, TX, USA, és FG 249-F012, Horico, Berlin, Németország) finíroztuk, és alumínium-oxid polírozókkal (OneGloss PS Midi, Shofu Dental GmbH, Ratingen, Németország) políroztuk. A restaurált fogakat fiziológiás sóoldatban tároltuk felhasználásukig. A repedésképződést, a fentebb részletezett módon, transzillumináció segítségével értékeltük közvetlenül a végső polimerizáció után, majd egy és négy hét elteltével is. A három csoportot érintő hipotézisvizsgálatok során a többszöri összehasonlításokból adódó hibák csökkentése érdekében Bonferroni-korrekcióval módosítottuk a szignifikanciaszintet ($p < 0,01$). Mivel a normalitás feltétele nem minden esetben teljesült, a csoportok közötti és csoporton belüli különbségek értékeléséhez nem paraméteres Friedman-féle varianciaanalízist (ANOVA) alkalmaztunk, a konkrét eltéréseket pedig post hoc páros összehasonlításokkal azonosítottuk ($p < 0,05$).

Eredmények

Az eredményeket az **1. táblázat** foglalja össze. Közvetlenül a restauráció elkészülte után az átlagos repedés-szám mindhárom csoportban hasonlóan alacsony volt (2,50–2,90 között), szignifikáns különbség nem mutatkozott a csoportok között ($t_0: p = 0,921$). Egy hét elteltével az átlagos összrepedésszám minden csoportban emelkedett, de a csoportok között ekkor sem volt szignifikáns eltérés ($t_1: p = 0,524$). Egy hónap után a repedésszám minden esetben tovább nőtt, de a csoportok

közötti különbség továbbra sem bizonyult szignifikánsnak (t_2 : $p = 0,443$).

A Friedman-féle ANOVA megerősítette, hogy valamennyi csoportban szignifikáns időfüggő változás történt a repedésszámokban ($p < 0,001$).

1. táblázat:

A kapott összepedésszámok leíró statisztikája

Időpont	Csoport	Átlag (db)	Medián	SD	Min. (db)	Max. (db)
Restauráció után (t_0)	1. csoport	2,50	2,50	1,54	0	5
	2. csoport	2,90	3,00	2,13	0	7
	3. csoport	2,50	3,00	1,32	0	4
1 hét (t_1)	1. csoport	3,55	4,00	1,54	1	6
	2. csoport	4,00	4,00	2,62	0	8
	3. csoport	4,15	4,00	1,53	1	7
4 hét (t_2)	1. csoport	4,40	5,00	1,82	1	8
	2. csoport	5,15	5,50	2,96	0	10
	3. csoport	5,10	5,50	2,00	1	8

Megbeszélés

A polimerizációs zsugorodás által kiváltott feszültség a rezin bázisú kompozit restaurációk esetében továbbra is klinikailag jelentős probléma, mivel számos kedvezőtlen következménnyel járhat [1, 19, 20]. A végső polimerizáció után bekövetkező zsugorodás feltehetően szerepet játszik a restauráció után megfigyelt repedésszámok növekedésében. Eredményeink minden vizsgált csoportban szignifikáns növekedést mutattak az összesített repedésszámban minden mérési időpontban. Vizsgálatunkban különböző alábélelési eljárások mellett, valamint anélkül készült folyékony SFRC direkt restaurátummal ellátott fogak repedésképződési hajlamát elemeztük. A két záróléc hiánya és a magas volumenfaktor miatt a mély MOD kavitások egyedi, ugyanakkor gyakori kihívást jelentenek mind a repedésképződés [21], mind a szerkezeti megerősítés szempontjából [22–24]. Ezen okok miatt kutatásunkban standardizált méretű mély MOD kavitásokat választottunk. Vizsgálatunkban a teljes repedésszámot közvetlenül a restaurációs eljárás után elemezve nem találtunk statisztikailag szignifikáns különbséget a különböző módon restaurált csoportok között. Ennek megfelelően az első nullhipotézist elfogadtuk. Érdekes módon sem a hagyományos folyékony rezin bázisú kompozit alábélelés (2. csoport), sem a folyékony alappal kombinált polietilén szálháló (3. csoport) nem csökkentette érdemben a repedések számát. Ez az eredmény feltehetően részben a kavitás méreteivel – és így a hiányzó dentin mennyiségével – magyarázható, részben pedig a helyreállításra használt folyékony SFRC anyag tulajdonságaival. A vizsgálatban alkalmazott folyékony rövid üvegszál-erősített kompozit (EverX Flow) 25 tömeg% diszkontinuus, mikrométer

nagyságú üvegszálakat tartalmaz, amelyek hossz–átmérő aránya (aspect ratio) meghaladja a 30-at [25]. A hossz–átmérő arány határozza meg, hogy a szálak húzófeszültségnek vannak-e kitéve [26, 27]. A szálak csak akkor járulnak hozzá a megerősítéshez, ha megfelelően feszülnek, ami akkor valósul meg, ha a hossz–átmérő arányuk meghaladja a 30-at [27]. Amikor ugyanazon csoporton belül, különböző időpontokban (közvetlenül a restauráció után, egy héttel később és négy héttel később) elemeztük a repedések teljes számát, minden későbbi időpontban szignifikáns növekedést figyeztünk meg. Ennek megfelelően a 2. nullhipotézisünket elvetettük. Jól ismert, hogy a rezin bázisú kompozitok poszt-polimerizációja a kötés után több mint 24 órán át is folytatódhat, sőt akár egy hónappal később is kimutatható [28, 29]. Ez a folyamat növeli a konverziós fokot, emellett összefügg a polimerizációs zsugorodással és a kavitásfalak elhajlásával [30]. Elégtelen adhézió mellett, a zsugorodás következtében, a kavitásfalak és a restaurátum közti kötés megszűnhet, amely felszabadíthatja a maradék feszültségeket, és ezzel csücsökre-laxációhoz vezethet [31]. Ezek az említett folyamatok hozzájárulhatnak a repedésszámok növekedéséhez. Ugyanakkor eredményeink szerint a négy hét után tapasztalt repedésszám-növekedés valószínűleg nem csak a poszt-polimerizációval magyarázható. Korábbi kutatások kimutatták, hogy vízben történő tárolás során a csücsökelhajlás idővel csökkenhet, ami a zsugorodási feszültségek kiegyenlítését segítheti elő [32]. Másrészt bizonyos kompozitok nedvességfelvétele mér tékétől függően a higroszkópos tágulás akár meghaladhatja a zsugorodást, ami újabb belső feszültségekhez és újabb mikropedések kialakulásához vezethet [33]. A vízfelvétel mértékét nagymértékben befolyásolja a mátrix összetétele, ugyanakkor a nagy üvegszáltartalom csökkentheti azt [34]. Vizsgálatunkban az EverX Flow anyag részben üvegszálakkal helyettesíti a báriumüveget, ami mérsékeltebb vízabszorpciót eredményezhet. A fentiek figyelembevételével elengedhetetlen, hogy a restaurációs módszerekhez kapcsolódó összes tényezőt, így a polimerizációs feszültség okozta repedésképződést is vizsgáljuk. Bár a zománcpedés nem tekinthető a zsugorodási feszültség közvetlen vagy megbízható mutatójának, bizonyos összefüggés mégis megfigyelhető. Ugyanakkor további kutatások szükségesek annak tisztázására, hogy az elhúzódozó tárolási idő után tapasztalt repedésszám-növekedés pontos okai túlmutatnak-e a jelenlegi feltételezéseken.

Konklúzió

Vizsgálatunk korlátai mellett megállapítható, hogy a folyékony kompozit alábélelés (polietilén szalaggal vagy anélkül) bulk-fill rövid üvegszál-erősített kompozit restauráció alatt nem járul hozzá a zománc repedéshajlamának csökkentéséhez. További kutatások szükségesek annak feltárására, hogy e kompozit anyagok vízfelvé-

tele milyen mértékben befolyásolja az ilyen mikrorepedések kialakulását a zománcban.

Anyagi támogatás: „Az Innovációs és Technológiai Minisztérium ÚNKP-21-5 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának a Nemzeti Kutatás, Fejlesztési és Innovációs Alapból finanszírozott szakmai támogatásával készült.”, Bolyai János Kutatási Ösztöndíj (BO/00283/24/5)

Irodalom

- SOARES CJ, FARIA-E-SILVA AL, RODRIGUES MDP, VILELA ABF, PFEIFER CS, TANTBIROJN D, VERSLUIS A: Polymerization Shrinkage Stress of Composite Resins and Resin Cements – What Do We Need to Know? *Braz. oral res* 2017; 31. DOI: 10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0062.
- SOARES CJ, BICALHO AA, TANTBIROJN D, VERSLUIS A: Polymerization Shrinkage Stresses in a Premolar Restored with Different Composite Resins and Different Incremental Techniques. *J Adhes Dent* 2013; (15): 341–350. DOI: 10.3290/j.jad.a29012.
- BRAGA R, BALLESTER R, FERRACANE J: Factors Involved in the Development of Polymerization Shrinkage Stress in Resin-Composites: A Systematic Review. *Dental Materials* 2005; (21): 962–970. DOI: 10.1016/j.dental.2005.04.018.
- ELLAKWA A, CHO N, LEE I: The Effect of Resin Matrix Composition on the Polymerization Shrinkage and Rheological Properties of Experimental Dental Composites. *Dental Materials* 2007; (23): 1229–1235. DOI: 10.1016/j.dental.2006.11.004.
- KLEVERLAAN CJ, FEILZER AJ: Polymerization Shrinkage and Contraction Stress of Dental Resin Composites. *Dental Materials* 2005; (21): 1150–1157. DOI: 10.1016/j.dental.2005.02.004.
- TANTBIROJN D, VERSLUIS A, PINTADO MR, DeLONG R, DOUGLAS WH: Tooth Deformation Patterns in Molars after Composite Restoration. *Dental Materials* 2004; (20): 535–542. DOI: 10.1016/j.dental.2003.05.008.
- LEE M-R, CHO B-H, SON H-H, UM C-M, LEE I-B: Influence of Cavity Dimension and Restoration Methods on the Cusp Deflection of Premolars in Composite Restoration. *Dental Materials* 2007; (23): 288–295. DOI: 10.1016/j.dental.2006.01.025.
- MAGNE P, OGANESYAN T: Premolar Cuspal Flexure as a Function of Restorative Material and Occlusal Contact Location. *Quintessence Int* 2009; (40): 363–370.
- WU Y, CATHRO P, MARINO V: Fracture Resistance and Pattern of the Upper Premolars with Obturated Canals and Restored Endodontic Occlusal Access Cavities. *Journal of Biomedical Research* 2010; (24): 474–478. DOI: 10.1016/S1674-8301(10)60063-2.
- EL-HELALI R, DOWLING AH, MCGINLEY EL, DUNCAN HF, FLEMING GJP: Influence of Resin-Based Composite Restoration Technique and Endodontic Access on Cuspal Deflection and Cervical Microleakage Scores. *Journal of Dentistry* 2014; (41): 216–222. DOI: 10.1016/j.jdent.2012.11.002.
- HANNIG C, WESTPHAL C, BECKER K, ATTIN T: Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored with CAD/CAM Ceramic Inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2005; (94): 342–349. DOI: 10.1016/j.prosdent.2005.08.004.
- SEO D-G, YI Y-A, SHIN S-J, PARK J-W: Analysis of Factors Associated with Cracked Teeth. *Journal of Endodontics* 2012; (38): 288–292. DOI: 10.1016/j.joen.2011.11.017.
- FORSTER A, BRAUNITZER G, TÓTH M, SZABÓ BP, FRÁTER M: In Vitro Fracture Resistance of Adhesively Restored Molar Teeth with Different MOD Cavity Dimensions. *Journal of Prosthodontics* 2019; (28) DOI: 10.1111/jopr.12777.
- ALOMARI QD, REINHARDT JW, BOYER DB: Effect of Liners on Cusp Deflection and Gap Formation in Composite Restorations. *Oper Dent* 2001; (26): 406–411.
- UNTERBRINK GL, LIEBENBERG WH: Flowable Resin Composites as “Filled Adhesives”: Literature Review and Clinical Recommendations. *Quintessence Int* 1999; (30): 249–257.
- BELLI S, COBANKARA FK, ERASLAN O, ESKITASCIOGLU G, KARBHARI V: The Effect of Fiber Insertion on Fracture Resistance of Endodontically Treated Molars with MOD Cavity and Reattached Fractured Lingual Cusps. *J Biomed Mater Res* 2006; (79B): 35–41. DOI: 10.1002/jbm.b.30508.
- GAROUSHI S, SÄILYNÖJA E, VALLITTU PK, LASSILA L: Physical Properties and Depth of Cure of a New Short Fiber Reinforced Composite. *Dental Materials* 2013; (29): 835–841. DOI: 10.1016/j.dental.2013.04.016.
- GAROUSHI S, GARGOUM A, VALLITTU PK, LASSILA L: Short Fiber-reinforced Composite Restorations: A Review of the Current Literature. *J of Invest & Clin Dent* 2018; (9): e12330. DOI: 10.1111/jicd.12330.
- SADR A, BAKHTIARI B, HAYASHI J, LUONG MN, CHEN Y-W, CHYZ G, CHAN D, TAGAMI J: Effects of Fiber Reinforcement on Adaptation and Bond Strength of a Bulk-Fill Composite in Deep Preparations. *Dental Materials* 2020; (36): 527–534. DOI: 10.1016/j.dental.2020.01.007.
- ROSATTO CMP, BICALHO AA, VERÍSSIMO C, BRAGANÇA GF, RODRIGUES MP, TANTBIROJN D, VERSLUIS A, SOARES CJ: Mechanical Properties, Shrinkage Stress, Cuspal Strain and Fracture Resistance of Molars Restored with Bulk-Fill Composites and Incremental Filling Technique. *Journal of Dentistry* 2015; (44): 1519–1528. DOI: 10.1016/j.jdent.2015.09.007.
- NÉMA V, SÁRY T, SZÁNTÓ FL, SZABÓ B, BRAUNITZER G, LASSILA L, GAROUSHI S, LEMPEL E, FRÁTER M: Crack Propensity of Different Direct Restorative Procedures in Deep MOD Cavities. *Clin Oral Invest* 2023; (27): 2003–2011. DOI: 10.1007/s00784-023-04927-1.
- FRÁTER M, SÁRY T, VINCZE-BANDI E, VOLOM A, BRAUNITZER G, SZABÓ PB, GAROUSHI S, FORSTER A: Fracture Behavior of Short Fiber-Reinforced Direct Restorations in Large MOD Cavities. *Polymers* 2021; (13): 2040. DOI: 10.3390/polym13132040.
- SÁRY T, GAROUSHI S, BRAUNITZER G, ALLEMAN D, VOLOM A, FRÁTER M: Fracture Behaviour of MOD Restorations Reinforced by Various Fibre-Reinforced Techniques – An in Vitro Study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2019, 98, 348–356. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.07.006.
- VOLOM A, VINCZE-BANDI E, SÁRY T, ALLEMAN D, FORSTER A, JAKAB A, BRAUNITZER G, GAROUSHI S, FRÁTER M: Fatigue Performance of Endodontically Treated Molars Reinforced with Different Fiber Systems. *Clin Oral Invest* 2023; (27): 3211–3220. DOI: 10.1007/s00784-023-04934-2.
- LASSILA L, SÄILYNÖJA E, PRINSSI R, VALLITTU P, GAROUSHI S: Characterization of a New Fiber-Reinforced Flowable Composite. *Odontology* 2019; (107): 342–352. DOI: 10.1007/s10266-018-0405-y.
- LASSILA L, KEULEMANS F, SÄILYNÖJA E, VALLITTU PK, GAROUSHI S: Mechanical Properties and Fracture Behavior of Flowable Fiber Reinforced Composite Restorations.

- Dental Materials* 2018; (34): 598–606.
DOI: 10.1016/j.dental.2018.01.002.
27. VALLITTU PK: High-Aspect Ratio Fillers: Fiber-Reinforced Composites and Their Anisotropic Properties. *Dental Materials* 2015; (31): 1–7.
DOI: 10.1016/j.dental.2014.07.009.
 28. PAR M, GAMULIN O, MAROVIC D, KLARIC E, TARLE Z: Effect of Temperature on Post-Cure Polymerization of Bulk-Fill Composites. *Journal of Dentistry* 2014; (42): 1255–1260.
DOI: 10.1016/j.jdent.2014.08.004.
 29. SCHNEIDER LFJ, CONSANI S, OGLIARI F, CORRER AB, SOBRINHO LC, SINHORETI MAC: Effect of Time and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of a Resin Composite. *Operative Dentistry* 2006; (31): 489–495.
DOI: 10.2341/05-81.
 30. SZCZESIO-WŁODARCZYK A, GAROUSHI S, VALLITTU P, BOCIONG K, LASSILA L: Polymerization Shrinkage of Contemporary Dental Resin Composites: Comparison of Three Measurement Methods with Correlation Analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2024; (152): 106450.
DOI: 10.1016/j.jmbbm.2024.106450.
 31. MERIWETHER LA, BLENN BJ, BENSON JH, HATCH RH, TANTBIROJN D, VERSLUIS A: Shrinkage Stress Compensation in Composite-Restored Teeth: Relaxation or Hygroscopic Expansion? *Dental Materials* 2013; (29): 573–579.
DOI: 10.1016/j.dental.2013.03.006.
 32. VERSLUIS A, TANTBIROJN D, LEE MS, TU LS, DELONG R: Can Hygroscopic Expansion Compensate Polymerization Shrinkage? Part I. Deformation of Restored Teeth. *Dental Materials* 2011; (27): 126–133.
DOI: 10.1016/j.dental.2010.09.007.
 33. MOMOI Y, McCABE JF: Hygroscopic Expansion of Resin Based Composites during 6 Months of Water Storage. *Br Dent J* 1994; (176): 91–96.
DOI: 10.1038/sj.bdj.4808379.
 34. LASSILA LVJ, NOHRSTRÖM T, VALLITTU PK: The Influence of Short-Term Water Storage on the Flexural Properties of Unidirectional Glass Fiber-Reinforced Composites. *Biomaterials* 2002; (23): 2221–2229.
DOI: 10.1016/s0142-9612(01)00355-6.

Original article

ALFÖLDI A, JAKAB A, BRAUNITZER G, LEMPEL E, FRÁTER M

**Polymerization stress induced crack propensity of
different fiber-reinforced direct restorative procedures in deep cavities**

Introduction: The aim of our study was to determine whether there is a difference in the number of enamel cracks formed when applying three different restorative techniques.

Materials and Methods: Sixty extracted wisdom teeth of similar size were divided into three groups (n = 20). Standardized MOD cavities were prepared and restored as follows: in the first group, only SFRC was used; in the second group, a conventional flowable composite base was applied before the SFRC; in the third group, a polyethylene fiber was placed into the flowable base layer, followed by the SFRC. After polymerization, the enamel surfaces were examined using a D-Light Pro lamp in “detection mode” to record the number of the cracks formed. The total number of cracks was recorded immediately after restoration, as well as after one and four weeks.

Results: No significant difference was found in the total number of cracks between the groups at any given time point; however, within all groups, the number of cracks increased significantly over time.

Conclusion: An increase in the number of post-polymerization cracks over time can be observed regardless of the restoration technique applied.

Keywords: polymerization shrinkage, crack, short fiber-reinforced composite, filling-technique