

Samdráttarálag plastblendiefna: Áhrif tegunda og aðferða við ísetningu

VILHELM GRÉTAR ÓLAFSSON, LEKTOR Í TANNFYLLINGU OG TANNSJÚKDÓMAFRÆÐI,
TANNLÆKNADEILD HÁSKÓLA ÍSLANDS, TANNLÆKNABLAÐIÐ 2016; 34: 7-16
VGO@HI.IS

ÁGRIP

Inngangur: Tilgangur rannsóknarinnar var að kanna samdráttarálag hefðbundinna og magnfyllingar- (e. *bulk-fill*) plastblendifyllingarefna á tannvef með því að mæla kúspaspennu.

Efniviður og aðferðir: Fimmtíu efri góms forjaxlar voru steypdir niður í plasthringi og þeim skipt niður í fimm hópa ($n=10$). Staðlaður MOD tannskurður var skorinn í hverja tönn. Tveggja þátta sjálfætandi bindiefni (OptiBond XTR) var borið á tannskurðinn og fyllingar gerðar með aðstoð sílikon matrixu sem hér segir: Filtek Supreme Ultra í tveggja millimetra þykkum lögum (FSUI); Filtek Supreme Ultra með magnfyllingaraðferð (FSUB); SonicFill með magnfyllingaraðferð (SF); SureFil SDR flow með magnfyllingaraðferð, hulið tveggja millimetra þykku lagi af Filtek Supreme Ultra (SDR/FSU); Tetric EvoCeram Bulk Fill með magnfyllingaraðferð (TEBF). Spennunemar (e. *strain gages*) festir á kinn- og gómafleti mældu kúspaspennu (e. *microstrain*, $\mu\epsilon$) í rauntíma á meðan plastblendifyllingarefnum var komið fyrir og þau fjöliliðuð. Gögn voru greind með *one-way ANOVA* prófi og hópar bornir saman með *Least-Squares Means* prófi.

Niðurstöður: Meðal kúspaspenna hópanna ($\mu\epsilon \pm SD$) var sem hér segir: FSUI: 730.6 ± 104.8 , FSUB: 1264.2 ± 1418.8 , SF: 539 ± 75.9 , SDR-FSU: 506.3 ± 69.3 , TEBF: 624.1 ± 147.4 . Hópur FSUI mældist með marktækt meiri kúspaspennu en allir magnfyllingarplastblendihóparnir. Einnig mældist hópur TEBF með marktækt meiri kúspaspennu en hópur SDR/FSU. Nauðsynlegt var að útiloka hóp FSUB frá tölfræðilegri úrvinnslu sökum þess hversu frábrugðin meðaltal og stalaðfrávik hans voru miðað við aðra hópa.

Ályktun: Ísetning allra magnfyllingarplastblenda leiddi til marktækt minni kúspaspennu en ísetning hefðbundins plastblendis í tveggja millimetra lögum, þó svo að nokkur breytileiki hafi mælst milli hópa magnfyllingarplastblenda. Notkun hefðbundins plastblendis í magnfyllingaraðferð er varasöm og getur leitt til kúspabrota.

Lykilorð: Plastblendi, magnfylling, samdráttarálag, kúspaspenna

Inngangur

Samdráttarálag er afleiðing þess að plastblendifyllingarefni hefur verið bundið við mótlæga vegg tannskurðar og hreyfifrelsi þess verið skert við fjölliðunarsamdrátt. Samdrátturinn sem á sér stað við fjölliðun skilar sér þá í álagi á bindifleti og þaðan í umlykjandi tannvef.^{1, 2} Þeir þættir sem mest vægi hafa í að ákvarða samdráttarálag efnis eru rúmmálslegur samdráttur og teygjubanstuðull (e. *elastic modulus*), sem ákvarðast af magni fyllikorna og samsetningu plastblendisins.^{3, 4} Form tannskurðar skiptir einnig miklu máli í að ákvarða fjölliðunarsamdrátt. Hlutfall bundins flatarmáls á móti óbundnu flatarmáli hefur á ensku verið kallað *Configuration Factor* eða "C-faktor." Eftir því sem hann er hærri er hreyfifrelsi plastblendisins minna og fjölliðunarsamdrátturinn því meiri.⁵ Samdráttarálag getur leitt af sér ýmis klínísk vandamál. Þeirra á meðal eru kúspafærslur (e. *cuspal deflection*),⁶⁻⁹ brot í glerungsbrúnum,¹⁰⁻¹³ bindirof,^{1, 13-15} sprungumyndun í plastblendi,¹⁶ leki á brúnum fyllinga,¹⁷⁻²⁰ viðkvæmni í kjölfar fyllingasetninga¹⁹⁻²¹ og kvikubólga.²² Engar beinar klínískar sannanir liggja fyrir sem sýna að samdráttarálag beinlínis valdi því að fyllingar þarfnist endurgerðar.^{23, 24} Hinsvegar hafa klínískar rannsóknir ítrekað sýnt fram á að meginástæður þess að plastblendifyllingar þarfnist endurgerðar eru sekúnder tannáta og brot fyllinga.²⁵⁻³¹ Ljóst er að samdráttarálag getur valdið brestum bæði í fyllingarefni og tannvef, sem og leka á samskeytum fyllingar og tannar. Hvort um sig gerir fyllingar útsettari fyrir bæði sekúnderri tannátu og brotum. Því er ákjósanlegt fyrir tannlækna að minnka samdráttarálag eins mikið og unnt er.

Meðal klínískra aðferða sem kynntar hafa verið til að minnka samdráttarálag er lagsetningaraðferðin (e. *incremental placement technique*). Gengur hún út á það að setja plastblendi í tannskurði í lögum, sem lágmarka snertingu við tannvef og hámarka þannig óbundið yfirborð hvers lags og þar með hreyfifrelsi í samdrætti. Þannig er C-faktor hvers lags fyrir sig lágmarkaður. Höfundar hafa mælt með skálögum, láréttum og lóðréttum lögum, en engin samstaða er fyrir hendi með það hvaða form er best. Aðalatriði er að lögin leyfi góða ljósherðingu og hafi eins litla snertingu við tannvef eins og aðstæður leyfa hverju sinni. Almenn samstaða ríkir um að þessi aðferð sé árangursrík í að minnka samdráttarálag.³²⁻³⁵ Auk þess leyfir þessi

aðferð betri ljósherðingu efnisins, sem ásamt stjórnun á fjölliðunarsamdrætti leiðir til betri efniseiginleika og hærri bindistyrks.^{9, 36} Þessi aðferð hefur einnig skilað sér í betri aðlögun við tannskurðarveggi í klínískri rannsókn.¹⁹

Þrátt fyrir marga góða kosti er lagsetningaraðferðin bæði tímafrek og vandasöm. Tannlæknar kalla eftir efnum sem auðveldu og flýta fyrir meðferð. Framleiðendur plastblendiefna hafa nýverið reynt að mæta þeim kröfum með magnfyllingarplastblendum (e. *bulk-fill composite resins*).

Framleiðendur halda því fram að þessi efni herðist niður á meira dýpi (4-5 mm) og hafi í för með sér minni fjölliðunarsamdrátt en hefðbundin plastblendi. Ef rétt reynist er ekki þörf fyrir lagsetningaraðferð þegar þessi efni eru notuð, sem bæði einfaldar og flýttir fyrir meðferð. Líkt og hefðbundin plastblendi skiptast þessi efni í bæði flæðandi og deigkennd (e. *flowable and high-viscosity bulk-fill composite resins*). Flæðandi efnin eru fyrst og fremst hugsuð sem basar, eða efni sem bæta fyrir tannbeinshluta fyllingar. Þau þarf að hylja með hefðbundnum plastblendum til að slitþol, styrkur og útlit séu ásættanleg. Með deigkenndu efnunum má hinsvegar gera fyllingar í heild sinni.

Mörgu hefur verið breytt í samsetningu þessara efna til að minnka samdráttarálag. Ljósnaemum mónómerum (e. *polymerization modulators*) sem hægja á fjölliðun hefur verið bætt í sum efnin. Hægari fjölliðun hefur í för með sér aukna hreyfigetu sameinda meðan á fjölliðun stendur, sem leyfir myndun á spennuminna neti að lokinni fjölliðun.³⁷ Önnur efni innihalda lífræn fyllikorn sem auka mýkt, og þar með teygjanleika efnanna, sem leiðir til minni spennumyndunar.³⁸ Enn aðrar nýjungar eru handstykki sem leiða titring í efnin. Titringurinn minnkar seigju efnisins tímabundið sem eykur hreyfingu sameinda, sem eins og áður segir leyfir myndun á spennuminna neti í fjölliðuninni.³⁹

Flæðandi magnfyllingarplastblendi hafa sýnt sig líkjast hefðbundnum flæðandi plastblendum á margan hátt. Þau dragast almennt meira saman rúmmálslega en deigkennd plastblendi. Líkt og hefðbundin flæðandi plastblendi minnka sum þeirra samdráttarálag upp við tannvef en önnur ekki.⁴⁰⁻⁴³ Deigkennd magnfyllingarplastblendi dragast hinsvegar jafn mikið saman, eða minna en hefðbundin plastblendi. Samdráttarálag þeirra efna hefur



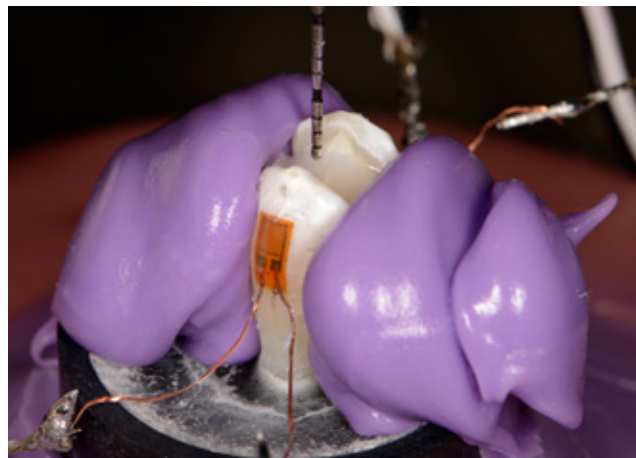
Mynd 1. Staðsetning spennunema miðað við tannkvikugólf.

sýnt sig vera almennt minna en hefðbundinna efna, en þó að mis miklu leyti.^{3, 40-42} Þannig skiptir efnisval miklu máli ef sannarlega á að minnka samdráttarálag fyllinga, því efni innan sömu flokka eru mjög ólík.

Fjölmargar rannsóknir hafa sýnt fram á beint samhengi milli kúspafærslu og samdráttarálags plastblenda.⁶⁻⁸ Mörgum aðferðum hefur verið beitt til að mæla kúspafærslur, þar á meðal mælibendum (e. *linear variable differential transformers*),^{34, 44, 45} smásjám sem einblína á viðmiðunarpunkta^{6, 7, 46} og mælistikum til að mæla fjarlægð milli kúspa fyrir og eftir fjölliðun.^{47, 48} Sumar þessar aðferðir hafa hinsvegar ákveðna annmarka. Mælingar á viðmiðunarpunktum með smásjám eða mælistikum eru vandendurteknar. Auk þess skortir getu til að sjá hvort kúspar hafi færst aftur ef rof verður á bindingu. Þannig gæti samdráttarálag vantúlkast í slíkum tilfellum. Línulegur mælingabúnaður getur mælt kúspafærslur í rauntíma en er verulega viðkvæmur og getur hæglega skekkst eða truflast við þær hreyfingar sem viðgerðir krefjast.^{49, 50}

Spennunema (e. *strain gages*) má líma á kinn- og gómlæga fleti kúspa til að mæla spennu í þeim við álag sem á þá er sett. Kúspaspenna (e. *cuspal strain*) hefur sýnt sig vera í beinu hlutfalli við samdráttarálag plastblendis.⁶⁻⁸ Með því að líma spennunema á ytri fleti kúspa má mæla þrívíða aflögun kúspa og spennumyndun í þeim í rauntíma á meðan gert er við tennur með plastblendi, og hafa þeir þann kost að vera ekki eins viðkvæmir eins og línulegur mælibúnaður (Mynd 1).

Tilgangur þessarar rannsóknar var að bera saman samdráttarálag ólíkra tegunda plastblenda með því að



Mynd 2. Silikonmát af hliðarflötum notuð til að endurskapa rétt form við fyllingu. Hér er þess gætt að skilja eftir 2 mm pláss fyrir hefðbundið plastblendi ofan á magnfyllingu með SureFil SDR flow.

mæla kúspaspennu. Þrjú magnfyllingarplastblendi, þar af tvö deigkennd og eitt flæðandi voru borin saman við eitt hefðbundið nanófyllt plastblendi sem komið var fyrir í 2 mm lögum. Núlltilgátan var sú að enginn munur myndi mælast á kúspaspennu milli þessara ólíku efna.

Efniviður og aðferðir

Undirbúningur sýna

Rannsókn þessi var samþykkt af vísindasiðanefnd Háskólans í Norður-Karólínu. Fimmtíu efri góms forjöxlum sem dregnir höfðu verið í tannréttingaskyni var safnað. Tennurnar voru skoðaðar vandlega undir 2.7x stækkun og þær með sprungur, slitfleti eða skemmdir á einhverjum stigum útilokaðar. Aðrar voru hreinsaðar og geymdar í 0.5% Thymol lausn við 5°C fram að notkun. Tennurnar voru því næst steyptar lóðréttar niður í plasthringi sem mældust 1" í þvermál (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) með epoxy plastefni (Buehler). Allar tennur voru mældar, og var þeim skipt í litlar (8.5-9.24 mm), miðlungs (9.25-9.99 mm) og stórar (10.0-10.74 mm) miðað við bucco-lingual stærð. Mesio-distal stærð allra tanna var einnig skráð og notuð til viðmiðunar fyrir tannskurð eins og síðar verður lýst. Tönnunum var skipt í fimm hópa með 10 tennur hver sem höfðu jafna dreifingu lítilla, miðlungs og stórra tanna.

Spennunemar (model EA-06-062AP-120/LE, Micro-Measurements, Raleigh, NC, USA) voru sniðnir til með skurðarblaði og festir á kinn- og gómlæga fleti forjaxlanna með cyanoacrylate lími (M-Bond 200, Micro-Measurements) samkvæmt leiðbeiningum framleiðanda. Lega spennunemanna fylgdi lengdarás tannanna,

og miðja nemans var staðsett í þeirri hæð sem pulpal gólf tannskurðarins myndi vera (Mynd 1). Spennunemarnir og leiðsluvírar þeirra voru því næst húðaðir með sjálfharðnandi sílíkonefni (M-Coat C, Micro-Measurements) sem leyft var að harðna í röku umhverfi í að minnsta kosti sólarhring. Fyrir tannskurð voru mát tekin með stífu bitskráningarsílikoni (Regisil 2x, Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) af mesial og distal yfirborðum tannanna, sem notuð voru sem matrixur þegar gert var við tennurnar. Ávallt var þess gætt að tennurnar ofþornuðu ekki á meðan unnið var með þær.

Tannskurður

Stór, staðlaður MOD tannskurður var skorinn í hverja tönn með samsíða, rúnnumum fissúrabor (módel #835KR.31.008, Brasseler USA, Savannah, GA, USA) í vatns- og loftkældri túrbínu. Stærð tannskurðar var sem hér segir: breidd occlusal isthmus var 40% af hámarks bucco-palatal breidd, pulpal gólf var staðsett 3.5 mm neðan við lingual kúsp, axial veggur var 2 mm hár og

axial dýpt var 25% af hámarks mesio-distal breidd tannarinnar. Öll horn voru rúnnum og 90° horn var milli tannskurðar og ytra borðs tannar á hliðum. Þannig voru öll lóðrétt gildi stöðluð, og öll lárétt gildi hlutföll af stærð viðkomandi tannar. Þetta form leyfði það að allar tennur voru veiktar hlutfallslega jafn mikið þrátt fyrir breytileika í stærð. Öll gildi við tannskurð voru mæld með stafrænni mælistiku með 0.01 mm nákvæmni.

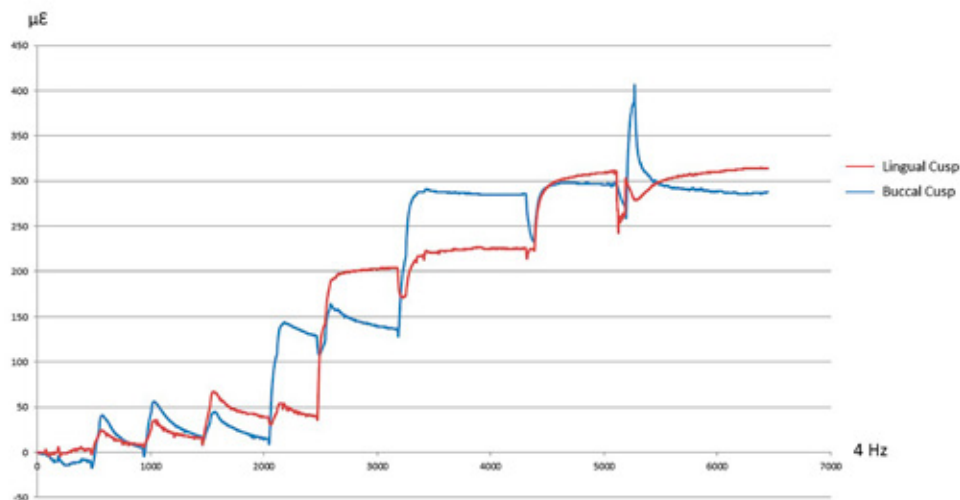
Tannfyllingar

Tönnum var komið fyrir á sílikon stalli eftir tannskurð sem kyrrsetti þær og hlífði gegn tiringi. Spennunemarnir voru tengdir við gagnabox með lóðvírur (Model D4 Data Acquisition Conditioner, Micro-Measurements). Eðlilegar sveiflur í hita- og rakastigi höfðu smávægileg áhrif á spennunemana. Af þeim sökum var stök tönn sem einungis þjónaði þeim tilgangi að skrá gildi þessara sveiflna (sem voru dregin frá í gagnaúrvinnslu) ávallt einnig tengd við gagnaboxið. Sú tönn hafði samskonar tannskurð og allar aðrar. Áður en viðgerð var hafin var

Tafla 1. Efni sem notuð voru í þessari rannsókn.

Efni	Tegund	Framleiðandi	Lot No.	Samsetning matrixu	Fyllikorn	Stærð fyllikorna (µm)	Magn fyllikorna (% af vigt)
OptiBond XTR	2-skrefa sjálfætandi bindiefni	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	4925697 4989266	Primer: acetone, ethyl alcohol, HEMA. Adhesive: ethyl alcohol, alkyl dimethacrylate resins, filler particles	Barium aluminoborosilicate glass, fumed silica (silicon dioxide), sodium hexafluorosilicate	-	15
Filtek Supreme Ultra	Nanofyllt plastblendi	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	N529636	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, bis-EMA(6),	Ytterbium trifluoride, Non-aggregated silica, non-aggregated zirconia, Zirconia/silica clusters	0.004-0.02 (0.6-20 clusters)	78.5
SonicFill	Deigkennt magnfylli-plastblendi	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	4948133 5021080	TMSPMA, EBPADMA, bisphenol-A-bis-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl) ether, TEGDMA	Glass, oxide, chemicals, silicon dioxide	0.05-4	83.5
SureFil SDR flow	Flæðandi magnfylli-plastblendi	Dentsply Caulk, Milford, DE, USA	131022	Modified UDMA, EBPADMA, TEGDMA	Ba-Al-F-B-Si glass, SR-F-Si glass	1-10 (4.2 average)	68
Tetric EvoCeram Bulk Fill	Deigkennt magnfylli-plastblendi	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	521840	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	Ba-glass, YbF3, mixed oxide, pre-polymerized filler	0.16-0.7	79-81

HEMA: 2-hydroxyethyl methacrylate, Bis-GMA: bisphenol A glycidyl methacrylate, UDMA: urethane dimethacrylate, TEGDMA: triethylene glycol dimethacrylate, Bis-EMA: ethoxylated bisphenol A dimethacrylate, TMSPMA: 3-trimethoxysilylpropylmethacrylate, EBPADMA: ethoxylated bisphenol-A-dimethacrylate.



Mynd 3. Niðurstöður spennumælinga við tönn í hópi FSUI. Sjá má skýra, þrepaskipta aukningu í kúspaspennu fyrir hvert 2 mm lag sem sett var í og ljóshert. Truflunin milli 5100 og 5500 eininga er sökum fjarlægingar á matrixum og auka ljósherðingar beint á kinnlæga og tungulæga fleti. Þessi truflunarsvæði voru útilokuð frá gagnauðvinnslu fyrir hverja tönn.

sílíkon-matrixunum komið kyrfilega fyrir til að veita upphaflegt form tannar. Gát var höfð á að mótin hefðu ekki áhrif á spennunema á nokkurn hátt. Skráningar frá spennunemum voru hafnar rétt áður en hafist var handa við viðgerð. Til að útiloka hlutdrægni var aðstoðarmaður ráðinn til að sjá um skráningu gagna þannig að greinarhöfundur hafði ekki nokkra vitneskju um spennu í kúspum á meðan á viðgerð stóð.

Tvívátta sjálfætandi bindiefni (OptiBond XTR, Kerr Corporation, Orange, CA, USA) var notað samkvæmt leiðbeiningum. Því næst var gert við tennur eftir hópum á eftirfarandi máta: Filtek Supreme Ultra (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) í 2 mm lögum (jákvætt viðmið, FSUI); Filtek Supreme Ultra með magnfyllingu (neikvætt viðmið, FSUB); SonicFill (Kerr Corporation) með magnfyllingu (SF); SureFil SDR flow (Dentsply Caulk) með magnfyllingu, hulið með 2 mm þykku lagi af Filtek Supreme Ultra (SDR/FSU); Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) magnfyllt (TEBF). Þar sem að tannskurðurinn mældist að minnsta kosti 5.5 mm djúpur var nauðsynlegt að setja plastblendi í hópum TEBF og SF fyrst í proximal box og ljósherða, áður en restin var fyllt með einu lagi. Stafar þetta af því að hámarks dýpt fjölliðunar í þessum efnum er sögð vera 4 og 5 millimetrar. Öll efni voru notuð samkvæmt fyrirmælum framleiðenda. Tafla 1 sýnir öll efni sem notuð voru í þessari rannsókn sem og samsetningu þeirra.

Magni plastblendis sem sett var í tannskurðina var stýrt af sílíkonmatrixunum, sem gáfu upplýsingar um

form tannanna fyrir tannskurð og hæð randkrista (Mynd 2). Occlusal flötur var þannig endurskapaður miðað við kúspahalla og hæð randkrista til að gæta samræmis. Öll lög voru ljóshert í 20 sekúndur með sterku fjölbylgju díóðu herðingarljósi (Bluephase G2, Ivoclar Vivadent) á sterkustu stillingu. Ljósínu var beint í lengdarás tannar og haldið eins nálægt sýnunum eins og hægt var án þess að það kæmi við þau. Eftir að síðasta lagið hafði verið ljóshert var beðið í 4 mínútur, matrixur fjarlægðar og ljósherðing framkvæmd á kinn- og gómlæga fleti í 20 sekúndur í viðbót. Eftir það var beðið í aðrar 4 mínútur áður en skráning frá spennunemunum var stöðvuð. Eftir átta mínútur hafði fjölliðun klárast að mestu og spennuaukning því næst sem engin,⁸ þannig að ekki var talin þörf á að hafa upptöku lengri. Styrkur herðingarljóssins var mældur fyrir hverja viðgerð með ljósmæli (Bluephase Meter, Ivoclar Vivadent) og mældist meðalstyrkur ljóssins 1262 mW/cm².

Tölfræðileg úrvinnsla

Gögn sem höfðu safnast á meðan matrixur voru fjarlægðar og hert var á kinn- og gómlæga fleti voru útilokuð frá úrvinnslu gagna þar sem að þessar athafnir ollu truflunum á spennunemunum. Hámarks spenna (microstrain, µε) frá kinn- og gómlægum nemum var fundin, og meðaltöl hópa voru reiknuð út. Gögn voru greind með *one-way ANOVA* prófi og voru hópar bornir saman með *Least-Squares Means* prófi til að sjá hvort marktækur munur væri á þeim. P-gildi lægri en 0.05 voru

talín tölfæðilega marktæk. Hópur FSUB var útilokaður frá tölfæðilegri úrvinnslu sökum óeðlilega hás meðaltals og staðalfráviks.

Niðurstöður

Sjá mátti greinilegan, tröppulaga stiganda í kúspaspennu fyrir hvert lag plastblendis sem sett var í og ljóshert (Mynd 3). Meðaltöl kúspaspennu hópanna má sjá í Töflu 2.

Ef kúspaspenna var skoðuð sérstaklega fyrir kinnlæga kúspa þá hafði hópur FSUI marktækt meiri spennu en allir magnfylliplastblendihóparnir (m.v. SF $p = 0.0133$, m.v. SDR/FSU $p = 0.0011$, m.v. TEBF $p = 0.0425$). Ef hún var skoðuð sérstaklega fyrir gómlæga kúspa var hópur FSUI marktækt hærri en hóparnir SF ($p = 0.0003$) og SDR/FSU ($p = 0.0002$), en ekki TEBF ($p = 0.1962$). Hópurinn TEBF var einnig marktækt hærri en SF ($p = 0.0097$) og SDR/FSU ($p = 0.0090$).

Þegar spennugildi kinn- og gómlægra kúspa voru sameinuð var spenna hóps FSUI meiri en allra magnfylliplastblendishópanna (m.v. SF ($p = 0.0002$), SDR/FSU ($p < 0.0001$) og TEBF ($p = 0.0280$)). Hópurinn SDR/FSU var einnig markvert frábrugðinn hópunum TEBF ($p = 0.0158$).

Umræður

Núlltilgáta þessarar rannsóknar var hrakin þar sem að notkun allra hópa plastblenda skilaði sér í marktækt ólíkri kúspaspennu. Öll magnfylliplastblendi skiluðu sér í lægri kúspaspennu en notkun hefðbundins plastblendis sem komið var fyrir í 2 mm lögum, þó svo að munurinn hafi verið mis mikill eftir því hvaða efni átti í hlut.

Niðurstöður þessarar rannsóknar eru á margan hátt svipaðar niðurstöðum á móta *in vitro* rannsókna. Moorthy og félagar mældu kúspasamdrátt þegar gert var við MOD tannskurði í forjöxlum.⁴⁵ Marktækt minni kúspasamdráttur mældist þegar gert var við með flæðandi magnfylliplastblendum (Surefil SDR flow og

x-tra base, Voco GmbH, Cuxhaven, Þýskaland), huldum hefðbundnu plastblendi (GrandioSO, Voco GmbH), en þegar hefðbundna plastblendið var notað eitt og sér í 2 mm lögum. Thuydung og félagar rannsökuðu einnig kúspasamdrátt þegar gert var við sambærilegan MOD tannskurð í forjöxlum.⁵¹ Þeir mældu minni kúspasamdrátt þegar gert var við með Tetric EvoCeram Bulk Fill en þegar gert var við með Filtek Supreme Ultra, þó svo að munurinn hafi ekki náð því að vera marktækur. Vera má að sá munur hefði náð því að vera marktækur hefði úrtak verið stærra ($n=7$).

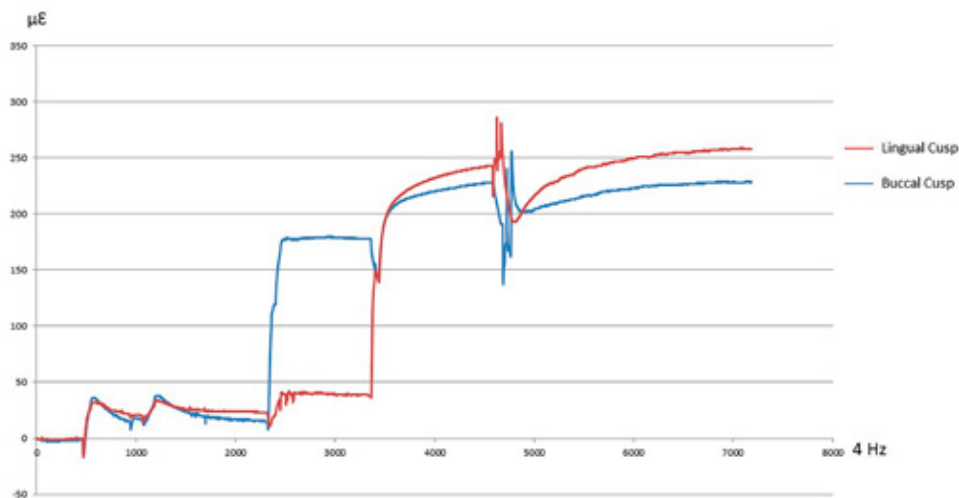
Þegar nánar er rýnt í þau spennugildi sem fengin voru í hópunum SDR/FSU áður en hefðbundið plastblendi var sett yfir SDR efnið, má sjá að kúspaspennan sem Surefil SDR flow olli var afar lág, eða aðeins um 47.8 μe að meðaltali (Mynd 4). Ef það er borið saman við meðal kúspaspennugildi hópsins, má glögglega sjá að um 80% þeirrar spennu sem mældist í þeim hópi stafaði frá því plastblendi sem sett var yfir Surefil SDR flow, eins og framleiðendur mæla með. Hafa þarf þó í huga að form tannskurðar hylur að einhverju leyti þann samdráttarkraft sem Surefil SDR flow getur valdið þar sem að axial veggur styður við stofn kúspa og hemur samdrátt þeirra að nokkru leyti í þeim hluta sem Surefil SDR flow fyllti.

Magnfylliplastblendi ljósherðast almennt niður á meira dýpi en hefðbundin plasblendi. Stafar það bæði af auknu gegnsæi efnanna og virkari ljóshvata.^{38, 39, 52} Hinsvegar er deilt um það hvort þessi efni ljósherðist svo sannarlega niður á það dýpi sem framleiðendur vilja halda fram. Rannsakendur eru sammála um að flæðandi magnfylliplastblendi geri það,^{40-42, 53-57} en hinsvegar er deilt um hvort deigkenndu efnin geri það.^{40-42, 53-55, 57} Ónæg ljósherðing myndi skila sér í minni fjölliðun og þar af leiðir í lægra samdráttarálagi sem og lægri kúspaspennu. Engar athuganir voru gerðar á gæðum fjölliðunar í þessari rannsókn. Samkvæmt framleiðendum er hámarks dýpt fjölliðunar í Tetric EvoCeram Bulk Fill og

Tafla 2. Meðal kúspaspenna hópanna. Einingin er microstrain (μe).

Group	Litur	Buccal (SD)	Lingual (SD)	Samtals (SD)
FSUB	A2B	359.5 (119.9)	911.9 (1405.1)	1264.2 (1418.8)
FSUI	A2B	357.2 (74.8) ^B	379.4 (57.9) ^B	730.6 (104.8) ^D
SF	A2	275.6 (41.9) ^A	268.1 (49.5) ^A	539.0 (75.9) ^{A,B,C}
SDR-FSU	UI/A2B	246.4 (55.7) ^A	267.3 (30.5) ^A	506.3 (69.3) ^{A,B}
TEBF	IVA	291.3 (95.8) ^A	343.2 (91.6) ^B	624.1 (147.4) ^{A,C}

Ekki er marktækur munur á hópum sem merktir eru með sama bókstaf.



Mynd 4. Niðurstöður spennumælinga við tönn í hópi SDR/FSU. Sjá má mjög litla kúspaspennu þegar flæðandi magnfylliplastblendid er ljóshert. Hins vegar má sjá greinilega aukningu á kúspaspennu þegar 2 mm þykk kinn og tungu lög hefðbundins plastblendis eru sett í og ljóshert (framkvæmt í um það bil 2300 einingum kinnlægt og 3300 einingum tungulægt). Truflunarsvæðið í 4600-4800 einingum, sem orsakast af fjarlægingu matrixa og auka ljósherðingu B/L, var útilokað frá gagnauvinnslu.

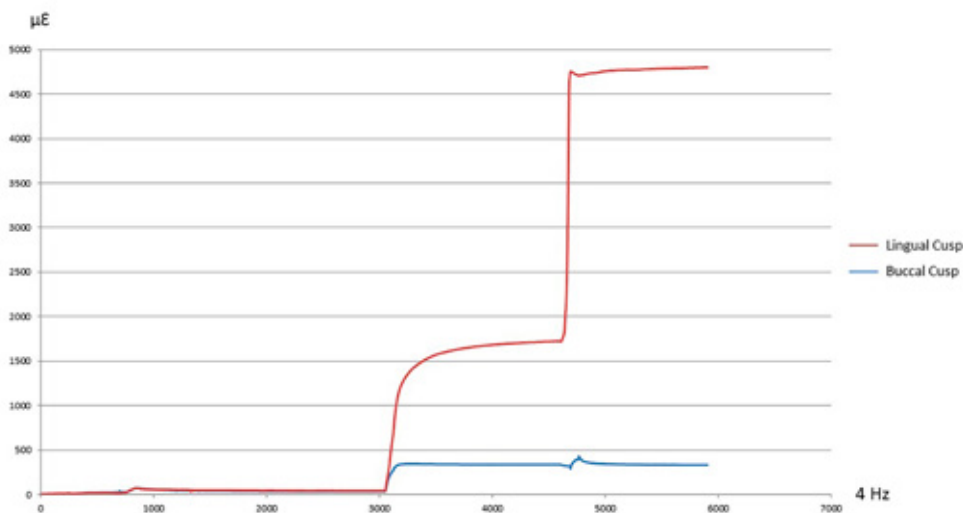
SonicFill 4 og 5 mm. Fyrst að dýpt tannskurðar í þessari rannsókn var að minnsta kosti 5.5 mm, voru boxin fyrst fyllt með 2 mm þykkum lögum sem ljóshert voru áður en fylling var kláruð með einu lagi. Þannig var þykkt laga ávallt vel undir því sem mælt er með og fjölliðun hefði því átt að vera nægilega góð.

Lóðrétt gildi tannskurðarins í þessari rannsókn voru föst á meðan lárétt gildi voru byggð á stærð tannanna. Tannskurður með þessari hönnun veikir tennurnar á móta mikið, sem leyfir samanburð á kúspaspennu þrátt fyrir óhjákvæmilegan mun á stærð og formi forjaxlanna. Eins leyfir tannskurður af þessum toga kúspum að svigna umhverfis tannkvikugólf og axial vegg. Spennunemarnir voru staðsettir yfir miðju tannkvikugólfi til að nema sveigju þessa sem best. Sú ákvörðun að hafa breidd isthmus 40% af hámarks B/L breidd tannanna var tekin eftir forrannsókn (pilot study). Í henni var breidd á isthmus 50% af B/L breidd tannanna. Fjölmargir kúspar í hópum FSUI og FSUB brotnuðu í þeirri rannsókn sökum mikillar kúspaspennu. Vert er að nefna að engir kúspar í magnfylliplastblendihópum brotnuðu í forrannsókninni, sem rennir frekari stoðum undir niðurstöður þessarar rannsóknar.

Vert er að ræða ástæður þess að að hópur FSUB var útilokaður frá tölfræðilegri úrvinnslu. Hátt meðaltal hópsins stafar af því að nokkrir kúspar brotnuðu sökum mikillar kúspaspennu. Brot lýsti sér í snarlegri hækkun í

kúspaspennu, með margföldum gildum á við þau sem aðrir hópar sköpuðu að meðaltali (Mynd 5). Brotin áttu sér ávallt stað í hæð við tannkvikugólf og þau mátti glögglega sjá með berum augum. Staðalfrávik hópsins jókst einnig mikið við að margar tennur skiluðu fremur lágum gildum. Líklegar ástæður lágra gilda eru verri fjölliðun á dýpri svæðum og rof á bindingu, en hvort tveggja hefur sést í öðrum rannsóknum. Abbas og félagar mældu til að mynda lítinn kúspasamdrátt þegar hefðbundið plastblendid var notað með magnfylliaðferð til MOD viðgerða í forjoxlum.⁵⁸ Við nánari athugun kom í ljós að ástæðan var léleg fjölliðun í dýpri hluta fyllingarinnar sem olli miklum mikróleka. Aðrar rannsóknir hafa sýnt fram á það sama.⁹ Opdam og félagar mældu betri aðlögun plastblendis við pulpal gólf *in vivo* þegar það var sett í í lögum en með magnfylliaðferð, því magnfylliaðferðin olli rofi á bindingu.¹⁹ Þetta hefur verið staðfest *in vitro* einnig – magnfylling með hefðbundum plastblendum veldur auknu bindirofi, verri fjölliðun, lægri bindistyrk og auknum mikróleka.³⁶ Líklegt verður að teljast að öll þessi atriði stuðli að því háa staðalfrávik sem sást í hópi FSUB.

Vigtun plastblendilaga hefur verið notuð í *in vitro* rannsóknum til að staðla fyllingarasetningar.³² Sú aðferð hefur reynst vel þegar stöðluð mót eru fyllt og nákvæmrar samlíkingar er krafist. Sú aðferð var hinsvegar ekki heppileg fyrir þessa rannsókn þar sem að mót voru alls



Mynd 5. Niðurstöður spennumælinga við tönn í hópi FSUB. Sjá má kúspabrot eiga sér stað í um það bil 4600 einingum, eftir greinilega aukningu í kúspaspennu.

ekki stöðluð, heldur var verið að gera við tennur sem óhjákvæmilega voru misjafnar. Þetta gæti skýrt hærra staðalfrávik í hópi FSUI en í SF og SDR/FSU hópunum.

Þar sem að gæði fjölliðunar voru ekki athuguð krefst aukið staðalfrávik í hópi TEBF miðað við SF og SDR/FSU vangaveltna. Efnid sjálf var fremur þétt í sér, og krafðist meira átaks í pökkun og mótun en öll önnur efni sem voru notuð. Matrixurnar sem notaðar voru, voru ekki festar þétt upp við tennurnar þó svo að stutt hafi verið við þær eins og þurfti. Hugsanlegt er því að ísetning efnisins hafi valdið yfirfyllingu í einhverjum tilfellum með því að færa matrixurnar eilítið úr stað. Þetta var ekki hægt að greina þegar tennurnar voru skoðaðar en er þó ekki hægt að útiloka. Aukið magn plastblendis í einhverjum tönnum myndi skila sér í aukinni kúspaspennu, hækka meðaltal og staðalfrávik. Hitun efnisins hefði getað gert það þjálfa, en það hefði skapað aðrar breytur sem hefðu getað skekkt niðurstöður.

Túlka ætti niðurstöður þessarar rannsóknar varlega því *in vitro* rannsóknir hafa almennt ekki gott forspárgildi um klíniska frammistöðu efna. Auk þess eru í rannsókn þessari, svo sem í rannsóknunum almennt, fjölmargar breytur sem ómögulegt er að staðla. Úrdregnar tennur eru óhjákvæmilega fjölbreyttar. Í þessari rannsókn voru auk þess bæði notaðir fremri og aftari forjaxlar (sökum þess að erfiðlega gekk að safna nógu mörgum tönnum), sem eykur enn á þessar breytur. Tannskurður sem unnin er í höndunum getur heldur ekki verið staðlaður.

Samantekt

Núlltilgáta rannsóknar þessarar var hrakin þar sem að notkun allra magnfylliplastblenda skilaði sér í markvert minni kúspaspennu en notkun hefðbundins plastblendis í 2 mm lögum. Með hliðsjón af þeim takmörkunum sem þessi rannsókn hefur, má draga eftirfarandi ályktanir:

- Viðgerðir með magnfylliplastblendum skiluðu sér í marktækt minni kúspaspennu en þegar gert var við með hefðbundnu plastblendis sem komið var fyrir í 2 mm lögum.
- Kúspaspenna sem myndast er mjög breytileg eftir plastblendiefnum og ísetningaraðferðum.
- Notkun hefðbundins plastblendis í magnfylliaðferð getur leitt til kúspabrota. Auk þess hafa aðrar rannsóknir sýnt fram á verri bindistyrk, aukinn leka og verri fjölliðun sé þeirri aðferð beitt.

HEIMILDASKRÁ

1. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research* 1984;63(12):1396-9.
2. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *Journal of Dental Research* 1984;63(2):146-8.
3. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005;21(12):1150-7.
4. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):962-70.
5. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research* 1987;66(11):1636-9.
6. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* 1993;9(1):6-10.

7. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS. Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent* 1994;71(1):7-12.
8. Lee SY, Park SH. Correlation between the amount of linear polymerization shrinkage and cuspal deflection. *Oper Dent* 2006;31(3):364-70.
9. Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, et al. Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Oper Dent* 2014;39(2):E71-82.
10. Dietschi D, Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 1998;106(6):1033-42.
11. Jorgensen KD, Asmussen E, Shimokobe H. Enamel damages caused by contracting restorative resins. *Scand J Dent Res* 1975;83(2):120-2.
12. Kanca J, 3rd, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 1999;12(3):107-12.
13. Lindberg A, van Dijken JW, Horstedt P. Interfacial adaptation of a Class II polyacid-modified resin composite/resin composite laminate restoration *in vivo*. *Acta Odontol Scand* 2000;58(2):77-84.
14. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42(4):439-49.
15. Cho NY, Ferracane JL, Lee IB. Acoustic emission analysis of tooth-composite interfacial debonding. *Journal of Dental Research* 2013;92(1):76-81.
16. Lai JH, Johnson AE. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater* 1993;9(2):139-43.
17. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *Am J Dent* 2003;16(4):239-43.
18. Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. *J Endod* 1990;16(2):70-7.
19. Opdam NJ, Feilzer AJ, Roeters JJ, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: *in vivo* post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *Am J Dent* 1998;11(5):229-34.
20. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonshot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations *in vivo*. *J Dent* 1998;26(7):555-62.
21. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986;17(2):103-11.
22. Brannstrom M, Vojinovic O. Response of the dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials. *ASDC J Dent Child* 1976;43(2):83-9.
23. van Dijken JW. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. *J Dent* 2010;38(6):469-74.
24. Sarrett DC. Prediction of clinical outcomes of a restoration based on *in vivo* marginal quality evaluation. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:117-20.
25. Qvist V, Qvist J, Mjor IA. Placement and longevity of tooth-colored restorations in Denmark. *Acta Odontol Scand* 1990;48(5):305-11.
26. Jokstad A, Mjor IA, Qvist V. The age of restorations *in situ*. *Acta Odontol Scand* 1994;52(4):234-42.
27. Mjor IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J* 2000;50(6):361-6.
28. Mjor IA, Shen C, Eliasson ST, Richter S. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Oper Dent* 2002;27(2):117-23.
29. Brunthaler A, Konig F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig* 2003;7(2):63-70.
30. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater* 2007;23(1):2-8.
31. Bernardo M, Luis H, Martin MD, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* 2007;138(6):775-83.
32. 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):1501-5.
33. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater* 2012;28(7):801-9.
34. Kim ME, Park SH. Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. *Oper Dent* 2011;36(3):326-34.
35. Liebenberg WH. Successive cusp build-up: an improved placement technique for posterior direct resin restorations. *J Can Dent Assoc* 1996;62(6):501-7.
36. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, et al. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2013;29(3):269-77.
37. Ilie N, Hicel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater* 2011;27(4):348-55.
38. Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill. 2014. "downloads. ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/17021/Tetric+EvoCeram+Bulk+Fill?_ga=1.53045920.900008774.1424818622".
39. SonicFill Portfolio of Scientific Research. 2012. "www.kerrdental.com/cms-filesystem-action/KerrDental-University-3rdPartyData/sonicFill-psr-2011-10-11.pdf".
40. Tiba A, Zeller GG, Estrich C, Hong A. A laboratory evaluation of bulk-fill versus traditional multi-incrementfill resin-based composites. *ADA Prof Prod Rev* 2013;8:13-26.
41. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Oper Dent* 2014.
42. El-Damanny H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent* 2014;39(4):374-82.
43. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15(2):128-37.
44. Jafarpour S, El-Badrawy W, Jazi HS, McComb D. Effect of composite insertion technique on cuspal deflection using an *in vitro* simulation model. *Oper Dent* 2012;37(3):299-305.
45. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, et al. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent* 2012;40(6):500-5.
46. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent* 1988;60(5):560-9.
47. Karaman E, Ozgunaltay G. Cuspal deflection in premolar teeth restored using current composite resins with and without resin-modified glass ionomer liner. *Oper Dent* 2013;38(3):282-9.
48. Behery H, El-Mowafy O, El-Badrawy W, Saleh B, Nabih S. Cuspal Deflection of Premolars Restored with Bulk-Fill Composite Resins. *J Esthet Restor Dent* 2016.
49. Jantarat J, Panitvisai P, Palamara JE, Messer HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. *J Dent* 2001;29(1):75-82.
50. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. *J Dent* 2009;37(9):724-30.
51. Do T, Church B, Verissimo C, et al. Cuspal flexure, depth-of-cure, and bond integrity of bulk-fill composites. *Pediatr Dent* 2014;36(7):468-73.
52. Scientific Compendium SureFil® SDR® flow. 2011. "http://www.surefil.com/sites/default/files/SureFil_Technical_Manual.pdf".
53. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater* 2014;30(6):688-94.
54. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent* 2014;39(4):441-8.
55. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig* 2014;18(8):1991-2000.
56. Czasch P, Ilie N. *In vitro* comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):227-35.
57. Benetti A, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen M, Pallesen U. Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. *Oper Dent* 2014.
58. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 2003;31(6):437-44.

English Summary

Polymerization shrinkage stress: effect of composite type and placement technique

VILHELM GRÉTAR ÓLAFSSON, UNIVERSITY OF ICELAND, ICELANDIC DENT J 2016; 34: 7-16

Objective: : To compare the polymerization shrinkage stress exerted on tooth structure by bulk-fill and conventional composite resin materials, by measuring cuspal strain.

Materials and methods: Fifty extracted maxillary premolars were mounted into ring molds and divided into five groups (n=10). Strain gages were attached to the buccal and lingual cusps. Custom proximal matrices were made using poly vinylsiloxane. Large MOD cavity preparations were performed with the following dimensions: the width of the occlusal isthmus was 40% of the maximum buccopalatal width of the specimen, the pulpal floor was 3.5 mm below the palatal cusp tip, the axial wall was 2 mm high, and the axial wall depth was 25% of the maximum mesiodistal width of the specimen. A 2-step universal self-etching adhesive (Optibond XTR) was applied. Two high-viscosity (SonicFill and Tetric EvoCeram Bulk Fill) and one low-viscosity (SureFil SDR flow) were used for the experimental groups. As a control, a conventional nanofilled composite resin (Filtek Supreme Ultra) was used. The specimens were restored as follows: SonicFill in bulk (SF); SureFil SDR flow in bulk, covered with a 2-mm occlusal layer of Filtek Supreme Ultra (SDR-FSU); Tetric EvoCeram Bulk Fill in bulk (TEBF). As positive and negative control groups, Filtek Supreme Ultra was placed in 2mm increments (FSUI), and in bulk (FSUB), respectively. Strain gages recorded cuspal strain in real-time as the restorations were performed, and mean maximum strain values for buccal and lingual cusps were calculated for each group. Data were subjected to one-way ANOVA and pairwise comparisons using LS Means.

Results: Mean maximum strain values and standard deviations (in $\mu\epsilon$) were: SF: 539 ± 75.9 , SDR-FSU: 506.3 ± 69.3 , TEBF: 624.1 ± 147.4 , FSUI: 730.6 ± 104.8 , FSUB: 1264.2 ± 1418.8 . A significant difference was found between group FSUI and groups SF, SDR-FSU and TEBF, as well as between groups SDR-FSU and TEBF. The FSUB group was excluded from the statistical analysis due to excessively high mean and standard deviation strain values resulting from cuspal fractures.

Conclusions: All tested bulk-fill composites exerted less contraction stress on tooth structure than the incrementally placed conventional composite resin. Shrinkage stress generated by bulk-fill materials seems to be product-dependent. Bulk-filling with conventional composite resins is unpredictable and contraindicated and can have detrimental effects on both the tooth structure and the adhesive interface.

Key words: Composite resin, bulk-fill, polymerization shrinkage stress, cuspal strain

Correspondence: vgo@hi.is