

Áhrif hita/kæli varmaálags á hitabreytingar og bindistyrk í sýnum af mismunandi stærð og gerð



SIGFÚS ÞÓR ELÍASSONS, CAND. ODONT., MSD, PRÓFESSOR EMERITUS, TANNLÆKNADEILD HÁSKÓLA ÍSLANDS, GESTAVÍSINDAMAÐUR, NIOM, ÓSLÓ, NOREGI.

JON E. DAHL, CAND. ODONT., DR. ODONT, FORSTÖÐUMAÐUR NIOM, PRÓFESSOR, TANNLÆKNADEILD HÁSKÓLANS Í ÓSLÓ, NOREGI.

TENGILIÐUR: SIGFÚS ÞÓR ELÍASSONS, sigfuse@hi.is
TANNLÆKNABLAÐIÐ 2022; 40(1): 8-16
doi:10.33112/tann.40.1.1

ÁGRIP

Tilgangur: Að mæla hitabreytingar í mismunandi stórum og löguðum sýnum við hita/kæli varmaálag. Auk þess að meta hvort munur sé á hitaspennu í sýnum sem tekin eru úr innri eða ytri hluta stórra plastblendikubba, með því að mæla viðgerðarstyrk eftir hita/kæli varmaálag.

Efni og aðferðir: Fjórir plastblendikubbar af mismunandi stærðum voru útbúnir og hitamæli-virtvennum (thermocouples) komið fyrir í miðju og hálfu leið frá yfirborði að miðju kubba. Plastblendisívalningar voru byggðir upp á yfirborði jaxla sem höfðu verið slípaðir inn í tannbein eins og gert er fyrir mkró-togpols- og þverklippipróf, og endum hitamæli-virtvennu komið fyrir í miðju á mörkum tannbeins og plastblendis. Hvert sýni var sett í hita/kæli varmaálagsvél milli 5°C og 55°C vatnsbaða með 20 – 60 sek. dvalartíma og hæstu og lægstu hitastig í sýnunum skráð. Plastblendikubbar voru byggðir upp og geymdir í vatni í viku áður en þeir voru viðgerðir með sama plastblendis. Eftir hita/kæli varmaálagsméðferð (5000x milli 5°C og 55°C með 20 sek. dvalartíma) voru kubbarirnir skornir í stauta fyrir mkró-togpolspróf.

Niðurstöður: Hvorki heiti né kaldi vatnsbaðshiti náðist í neinu sýnanna við 20 sek. dvalartíma. Í minnsta plastblendikubbum náðist 5°C og 55°C miðjuhiti eftir 40 sek. dvalartíma, en vantaði 1 °C eftir 60 sek. dvalartíma í stærsta kubbi. Ekkert tannsóna náði vatnsbaðshita. Marktækur munur var á mkró-togpolsviðgerðarstyrk milli ytri og innri plastblendistauta ($p < 0.05$).

Ályktun: Algengustu dvalartímar sem eru notaðir við hita/kæli varmaálag eru of stuttir til að gefa jafna hitadreifingu í venjulegum sýnum.

Lykilorð: Öldrun; plastblendis; dvalartími; mkró-togpolspróf; þverklippipróf; hitastigull; varmaleiðni

Inngangur

Vel skipulagðar klínískar rannsóknir eru taldar besta leiðin til að meta gæði og endingu tannviðgerða [1,2]. Þær eru því miður ekki auðveldar í framkvæmd. Það tekur alltaf mörg ár að fá einhverjar marktækar niðurstöður, auk þess að vera mjög tímafrekar, kostnaðarsamar og brottfall þátttakenda stór óvissuþáttur. Ný efni eru stöðugt að bætast við á markaði, og þess vegna nauðsynlegt að hafa fljótlegar aðferðir til að meta kosti og galla og fá hugmynd um klínískt notagildi, gæði og endingu. Þegar efni er metið og prófað og bindistyrkur við tannbein mældur á tilraunastofu, er nauðsynlegt að líkja eftir öldrun efna í munni og flýta ferlinu eins og kostur er, til að hægt sé að spá hraðar fyrir um notagildi og endingu.

Mest notuðu aðferðir við að gamla plastblendi er geymsla í vatni í ákveðin tíma og hita/kæli varmaálag (thermal cycling). Síður klínískt miðaðar aðferðir er suða í vatni í 8 klukkustundir og dýfing í sítrónsýru [3,4]. Hita/kæli varmaálagi er ætlað að líkja eftir stressi og hitabreytingum sem tennur og tannviðgerðir verða fyrir með neyslu heits og kalds matar og drykkja og fá þannig margra ára gömlun sýna á skömmum tíma [5]. Því miður er engin ein stöðluð viðurkennd aðferð við in-vitro gömlun tannviðgerðarefna þrátt fyrir ótrúlegan fjölda rannsókna [6]. Aðferðir við gömlun efna og framkvæmd hita/kæli varmaálags er mjög mismunandi eftir rannsóknum og allur samanburður á niðurstöðum því efiður [7]. Þó nokkrir hafa mælt hitasveiflur í munni þegar heitt og kalt er borðað eða drukkið [8-12]. Þegar heimildir eru skoðaðar virðist vera almennt samkomulag meðal rannsókna um að varmaálag milli 5°C og 55°C sé hæfilegt til að ná yfir þær hitasveiflur sem geta orðið í munni [13]. Soh og Selwyn mældu hitabreytingar í rótarholi jaxla þegar þeim var dýft í 30 sek. milli 5°C og 55°C heitra vatnsbaða [14]. Niðurstöður sýndu að 30 sek. væru ekki nægur tími til að ná vatnsbaðshita í rótarholi. Fabris et. al. notaði „finite element“ aðferð til að líkja eftir áhrifum varmaálags á postulín brennt á málm eða sirkoníum. Niðurstaða gaf til kynna að lögun sýna hefði marktæk áhrif á spennu, og mesta spennan myndaðist á mótum efnanna [15]. Engar rannsóknir fundust á spennumyndun eða hitastigsmun í mismunandi stórum eða löguðum plastblendikubbum eða tanna/plastblendiuþbyggingum við in-vitro hita/kæli varmaálag. Af rannsóknum má hins vegar ráða að ekkert samræmi eða samkomulag sé meðal rannsókna á dvalartíma sýnis í vatnsbaði né fjölda niðurdýfinga í vatnsböð við in-vitro hita/kæli varmaálag, og rannsakendur ákvarði þessar breytur eftir hentugleika [13].

Tilgangur þessarar rannsóknar er að mæla hitabreytingar í mismunandi stórum og löguðum sýnum við mismunandi dvalartíma í 5°C og 55°C vatnsböðum við hita/kæli varmaálag. Auk þess að meta hvort munur sé á hitaspennu í sýnum sem tekin eru úr innri eða ytri hluta stórra plastblendikubba, með því að mæla viðgerðarstyrk eftir hita/kæli varmaálag í samræmi við aðferðir sem lýst í ISO/TS 11405 staðli [16].

Efni og aðferðir

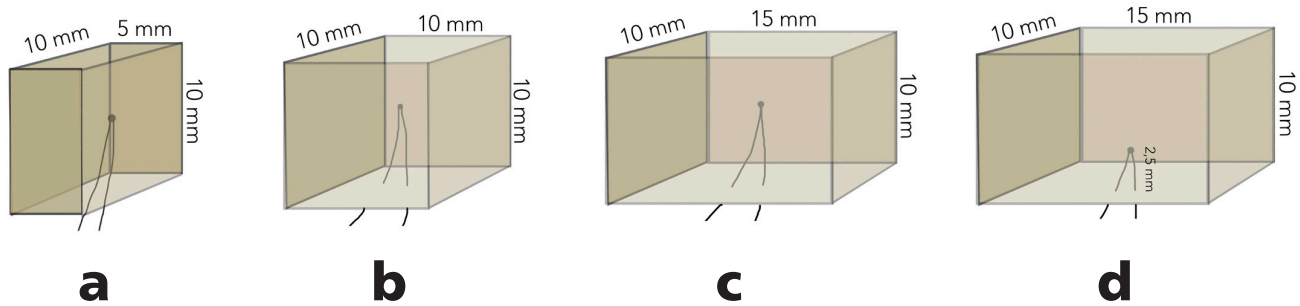
Tafla 1. Efni notuð í rannsókninni.

Efni	Framleiðandi	Framl.númer
Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative A2B	3MEspe Dental Products, St. Paul, MN 55144-1000	N941996 N904514
Adper Scotchbond Universal Adhesive	3MEspe Dental Products, St. Paul, MN 55144-1000	70831A
Permadyne™ Garant 2:1 Light bodied Consistency Polyether Impression Material	3MEspe Dental Products St. Paul, MN 55144-1000	3804066

Mælingar á hitabreytingum í sýnum meðan á hita/kæli varmaálags meðferð (thermal cycling) stendur.

Fjórir plastblendikubbar a): 5 x 10 x 10 mm, b): 10 x 10 x 10 mm og c og d): 15 x 10 x 10 mm að stærð voru byggðir upp í Teflon mótum. Kubbarnir voru byggðir upp lagskipt samkvæmt fyrir mælum framleiðenda með Filtek Supreme XTE plastblendi, lit A2B (3MEspe, St. Paul, MN, USA) og hvert lag ljóshert í 40 sek. með Demetron herðingarljósi sem var beintengt við rafmagn (Kerr Corp., Orange, CA, USA). Ljós magnið mældist 1100 mW/cm² (Norwegian Radiation Protection Authorities, Österaas, Norway). Meðan á uppbyggingu kubba stóð, var mælienda á hitamæli-virtvönnu (thermocouples) komið fyrir í miðju plastblendikubba, nema í kubbi d, þar sem þráðenda var komið fyrir 2,5 mm. undir yfirborði í miðju stærsta yfirborðsflatar (Mynd 1).

U.þ.b. 75 sm. langar hitamæli-virtvönnur (fast response K type T010.0.20.1K.02000 thermocouple wires (Roth+Co. AG., Oberuzwil, Switzerland)) voru tengdar við 80TK Thermocouple Module (Fluke Mfg. Inc., Ewerett, WA, USA) og stafrænan hitamæli (Escort EDM 168, Ter Calibration Ltd., Wigan, UK). Vírar voru 0,2 mm. í þvermál og einangraðir með trefjaplasi sem var varið frekar með vatnsheldu lakki. Hitamæliþræðir voru kvarðaðir við í 0°C ísvatni og í 50°C Grant varmabaði, gerð 100 með ±0,1°C nákvæmni

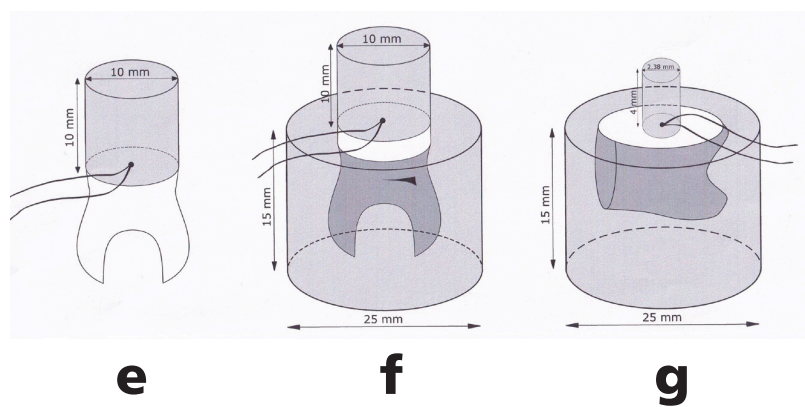


Mynd 1. Mynd 1. Mis stórir plastblendikubbar, (a, b, c og d), með mælienda á hitamæli-virtvönnu staðsetta í miðju sýnis, eða hálfra leið frá yfirborði að miðju.

(Grant Instruments, Cambridge, Bretlandi) og einnig við 5°C og 55°C heit vatnsböð með vottuðum hitamæli við $\pm 0,1^\circ\text{C}$ (Scalibra Calibration Lab., Skjetten, Noregi).

Hver plastblendikubbur var settur í körfu í sjálfvirkri hita/kæli varmaálagsvél, sem færði þá milli hitastýrðra 5°C og 55°C vatnsbaða. Stærð hvors vatnsbaðs var 8 lítrar og hitastig í vatnsböðum stöðugt sannreynt með vottuðum hitamælum. Meðan á hita/kæli varmaálagi stóð, voru hitafrávik í vatnsböðum minna en $\pm 0,5^\circ\text{C}$. Sá tími sem plastblendikubbar voru í hvoru baði var 20 sek., 30 sek., 40 sek. og 60 sek. og ferðatími milli baða 3 sek. Hver kubbur var látinn ganga í hita/kæli vélinni a.m.k. 10 sinnum milli baða, eða þangað til hitasveiflur í kubbum voru orðnar stöðugar. Þá var í heitara vatnsbaðinu hæsta hitastig og í kaldara baðinu lægsta hitastig kubba skráð, samtals 25 sinnum í hvoru baði.

Tveir úrdregnir, óviðgerðir og heilir jaxlar voru fengnir úr tannabanka NIOM með leyfi til að notast við in-vitro rannsóknir (Samþykkt af Vísindasiðanefnd Noregs, nr. 2014/457). Okklúsál þriðjungur krónu annars jaxlsins var skorinn af þannig að allur glerungur var fjarlægður. Tönnin var síðan slípuð með #320 silikonkarbíð sandpappír (Struers, Copenhagen, Denmark) undir rennandi vatni til að fá flatt tannbeinsyfirborð, eins og mælt er með af Academy of Dental Materials og ISO/TS 11405 staðli (Dentistry – testing of adhesion to tooth structure) [16, 17]. Ofan á tönnina var byggður upp plastblendisívalningur í Teflon móti með Scotchbond Universal adhesive og Filtek Supreme XTE lit A2B 10 mm. í þvermál og 10 mm. hár, nefndur sýni e. Meðan á uppbyggingu plastblendisívalnings stóð, var mælienda á hitamæli-virtvönnu (thermocouple) komið fyrir í miðju sívalnings á mörkum tannbeins og plastblendis



Mynd 2. Mismunandi tann/plastblendisýni, (e, f og g), með mælienda á hitamæli-virtvönnu staðsettu í miðju sívalnings á mótum tannbeins og plastblendis. Sýni f og g eru steipt í plasthring skv. ISO staðli.

(Mynd 2 e). Tönnin með plastblendisívalningu var sett í hita/kæli varmaálagsvél á sama hátt og plastblendikubbar og hæsta og lægsta hitastig skráð 25 sinnum.

Næst var rótarhluta sýnis e komið fyrir í miðju móts sem var 25 mm. í þvermál og 10 mm. hátt, sem fyllt var með sjálfharðnandi plasti, nú nefnt sýni f. Tönnin með plastblendisívalningu fest í plastsívalningi (Mynd 2 f) var síðan sett í hita/kæli varmaálagsvél á sama hátt og áður og hæsta og lægsta hitastig skráð 25 sinnum.

Rætur voru skornar af seinni tönn og mesial flötur tannkrónu slípaður inn í tannbein og tönnin steipt í plast sívalning, 25 mm. í þvermál og 15 mm. háan eins og lýst er í ISO 29022 staðli fyrir gerðsýna fyrir notkun á þverklippiaðferð við mælingu á bindistyrk (Dentistry – Adhesion - Notched-edge shear bond strength test) [18]. Mesial flötur var síðan slípaður á silikonkarbíð sandpappírsdiski #320 undir rennandi vatni og plastblendisívalningur, 2.38 mm. í þvermál og 4 mm. á hæð, byggður upp í Teflon móti á sama hátt og áður með Scotchbond Universal adhesive og Filtek Supreme XTE plastblendisívalningu (sýni g). Í miðju sívalnings var mælienda á hitamæli-virtvönnu (thermocouple) komið

fyrir á mótum tannbeins og plastblendis (Mynd 2 g). Tönnin með plastblendiuppbyggingu var sett í hita/kæli varmaálagsvél á sama hátt og áður og hæsta og lægsta hitastig skráð 25 sinnum.

Staðsetning mælienda á hitamæli-virtvennum var næst sannreynd með því að röntgenmynda plastblendikubba og tennur með uppbyggingum. Meðan sýni voru í varmaálagsvél, var aflestur stafræns hitamælis tekinn upp á myndband og hátt og lágt hitastig staðfest með því að spila myndbandið á hægum hraða.

Mikró-togpolsprófs styrkmælingar á stautum úr innri og ytri svæðum stórra plastblendikubba sem höfðu verið settir í hita/kæli varmaálag (thermal cycling).

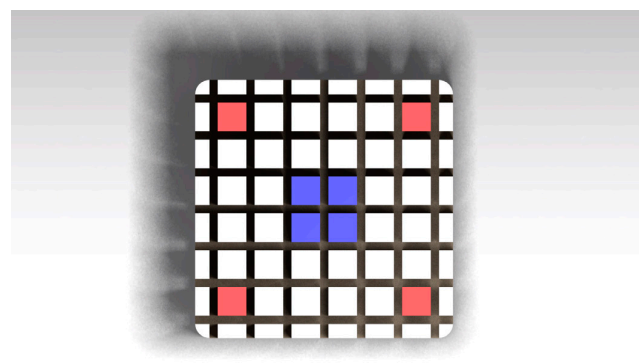
Átta A2B Filtek Supreme XLT kubbar, 10,5 x 10,5 mm. á breidd og 8 mm. á hæð, voru útbúnir í Teflon móti samkvæmt leiðbeiningum framleiðanda. Plastblendikubbar voru byggðir upp í fjórum lögum, og hvert lag hert með Demetron A2 LED herðingarljósi í 40 sek. á fimm svæðum sem skarast, á hverju horni og í miðju mótsins. Kubbararnir voru ekki hertir meira eftir að þeir voru fjarlægðir úr móti. Mylar matrixuband og glerplata voru notuð til að fá flata enda á kubba. Eftir ljósherðingu voru allir kubbar settir í vatn og gamlaðir í viku. Prófflöturinn var síðan slípaður með silikonkarbíð sandpappírskífu með grófleika 320 undir rennandi vatni í 5 sek. til að fá slétt og staðlað yfirborð. Slípað yfirborð kubba var næst hreinsað með því að bera á 36% fosfórsýru hlaup í 15 sek., skolað með vatni í aðrar 15 sek. og þurrkað með olíufríu lofti í 5 sek. Síðan var Scotchbond Universal Adhesive (3MEspe, St. Paul, MN), eins skrefa sjálfætandi bindiefni, borið á yfirborðið og ljóshert samkvæmt ráðleggingum framleiðanda. Næst var upprunalega mótið sett yfir kubbanna og fyrsta viðgerðarplastblendið sett á yfirborðið. Gömluðu kubbararnir voru viðgerðir í tveggja mm. lögum með sama plastblendi og áður. Notuð voru tvö 5 mm. há framlengingar Teflonmót sem féllu saman með stýripinum, þannig að kubbararnir urðu 18 mm. að lengd. Kubbararnir voru síðan gamlaðir í vatni í 3 mánuði. Sex þeirra voru settir í sjálfvirka varmaálagsvél, sem færði þá 5000 sinnum milli 5°C og 55°C vatnsbaða með 3 sek. flutningstíma og 20 sek. stoppi í hvoru baði, eins og ráðlagt er í ISO/TS 11405 staðli [16]. Hinir tveir kubbararnir, án hita/kæli varmaálags, voru notaðir sem viðmiðunarhópur (control).

Plastblendikubbararnir voru festir í sjálfvirkra skurðvél með þunnu demantsblaði og vatnskælingu (Metcon®, Miracut 201 Automatic Precision Cutter, Bursa, Turkey). Kubbararnir voru skornir röð eftir röð, þvert á viðgerðarflöt, bæði eftir

x og y ás, þannig að fjöldi stauta með ferningslaga enda, u.þ.b. 1,1 x 1,1 mm. fengust. Eftir fyrri skurðlínu á x ás, var þunnfljótandi silikon mátefni (Permadyne Garant 2:1, 3MEspe Dental Products, MN, USA) sprautað í skurðförin til að styðja við plöturarnar við seinni skurði eftir y ás. Þrjátíu og sex stautar fengust úr hverjum kubba. Stautarnir voru litarmerkir í endana til að aðgreina staðsetningu (Mynd 3). Aðeins fjórir ytri stautar á hornum (rauðir) og fjórir miðstautar (bláir) voru notaðir við mælingar. Stautarnir voru næst hreinsaðir í úthljóðstæki í 3 mín. í eimuðu vatni. Eftir hreinsun var hver stautur skoðaður undir smásjá (Nexius Zoom, Euromex, Netherlands) í 40X stækkun í leit að bólum eða öðrum göllum í plastblendi. Viðgerðarstyrkur var einungis mældur í gallalausum stautum. Breidd og þykkt á hverjum stauti var mæld og skráð næst tíunda úr mm. með lögvottuðum stafrænum þykktarmæli (Mitutoyo Co., Kawasaki, Japan).

Togpolsviðgerðarstyrkur var mældur með endurbættri og fljótlegri aðferð sem var lýst í nýlegum greinum höfunda [19, 20]. Hver stautur með skrufum var festur í bindistyrksmælitækið (Loyd Instruments Ltd. Model LRX, Farham, England) með sérstökum vírum sem voru hannaðir til að færa beinan togkraft til viðgerðarflatar stauts. Mikro-togstyrkur var mældur á toghraða 1 mm./min. Þangað til stautur slitnar. Togpolsstyrkur hvers stauts var reiknaður út í megapaskölum (MPa) með því að deila flatarmáli yfirborðs endaflatar í mm². í brotkraft mældan í Newtonum (N). Öllum stautum var haldið rökum allt rannsóknarferlið.

Tölfræðiútreikningur var skv. tillögum ISO/TS 11405:2015 staðals um meðferð niðurstaðna á rannsóknum á bindistyrk [27]. Litið var á að um marktækan mun væri að ræða ef $p < 0,05$ [16].



Mynd 3. Plastblendikubbur skorinn í x og y áttir til að fá mjóa stauta fyrir mikró-togpolspróf, sem eru litarmerkir til að þekkja staðsetningu í sýni.

Niðurstöður

Niðurstaða hitabreytinga er sýnd í töflum 2-5. Almennir virðast sýnin ná eða nálgast vatnsbaðshitastig fyrir í heita baðinu en í því kalda. Í 20 sek. dvalartíma náði enginn kubbur 50°C hitamun í miðju hans. Í 20 sek. dvalartíma var hitamunur í miðju aðeins 44,4°C í minnsta kubbi og 24,7°C í þeim stærsta. Í minnsta kubbi, sýni a, náði hiti í miðju 5°C og 55°C eftir 40 sekúndna dvalartíma. Það vantar minna en 1°C til að stærsti kubbur, sýni c, nái 5°C og 55°C í miðju eftir 60 sekúndna dvalartíma í baði. Í sýni d, sem er

jafnstórt og sýni c, nema hvað endi á hitamæli-virtvönnu er á 2,5 mm dýpi, var hiti kominn í 55°C við 50 sek. í heita baðinu, en 5,4°C við 60 sek. í því kalda. Ekkert sýna tanna náði vatnshitastigi í miðju sívalninga við tannbein á þeim dvalartíma í baði sem notaður var. Við 20 sek. dvalartíma var hitamunur aðeins 24,6°C í sýni e, 14,4°C í sýni f og 45,6°C í sýni g. Við 60 sek. dvalartíma var hiti mældur í sýni g næst hitastigi vatnsbaðs, 6,0°C í kalda baðinu og 54,7°C í heita baðinu, en aðeins 12,9°C í kalda og 46,9°C í heita baðinu í sýni f.

Tafla 2. Hitastig mælt í plastblendikubbum í 5 °C vatnsbaði við mismunandi dvalartíma (n=25).

	Sýni			
	a	b	c	d
Hitamæli-virtvönnu	í miðju	í miðju	í miðju	2.5 mm. frá yfirb.
Stærð sýna	5 x 10 x 10 mm	10 x 10 x 10 mm	15 x 10 x 10 mm	15 x 10 x 10 mm
Dvalartími				
20 sec	7.8 ± 0.11 °C	14.3 ± 0.25 °C	17.7 ± 0.22 °C	12.3 ± 0.65 °C
30 sec	5.6 ± 0.06 °C	9.2 ± 0.09 °C	12.1 ± 0.13 °C	8.7 ± 0.19 °C
40 sec	5.2 ± 0.11 °C	6.3 ± 0.15 °C	8.0 ± 0.18 °C	6.6 ± 0.16 °C
50 sec	5.0 ± 0.05 °C	5.7 ± 0.16 °C	6.8 ± 0.11 °C	6.1 ± 0.13 °C
60 sec	5.0 ± 0.06 °C	5.3 ± 0.15 °C	5.7 ± 0.07 °C	5.4 ± 0.16 °C

Tafla 3. Hitastig mælt í plastblendikubbum í 55 °C vatnsbaði við mismunandi dvalartíma (n=25).

	Sýni			
	a	b	c	d
Hitamæli-virtvönnu	í miðju	í miðju	í miðju	2.5 mm. frá yfirb.
Stærð sýna	5 x 10 x 10 mm	10 x 10 x 10 mm	15 x 10 x 10 mm	15 x 10 x 10 mm
Dvalartími				
20 sec	52.2 ± 0.14 °C	45.2 ± 0.37 °C	45.2 ± 0.37 °C	48.0 ± 1.01 °C
30 sec	54.3 ± 0.08 °C	50.4 ± 0.20 °C	50.4 ± 0.20 °C	51.4 ± 0.10 °C
40 sec	55.2 ± 0.02 °C	53.0 ± 0.63 °C	53.0 ± 0.63 °C	53.4 ± 0.14 °C
50 sec	55.2 ± 0.11 °C	54.4 ± 0.17 °C	54.4 ± 0.17 °C	55.2 ± 0.14 °C
60 sec	55.2 ± 0.14 °C	55.0 ± 0.07 °C	55.0 ± 0.07 °C	55.1 ± 0.17 °C

Tafla 4. Hitastig mælt í miðju sívalnings í bindilagi við tannbein í 5 °C vatnsbaði við mismunandi dvalartíma (n=25).

	Sýni		
	e	f	g
Stærð sýna	10 mm. Ø x 10 mm. plastblendisívalningur á tönn	10 mm. Ø x 10 mm. plastblendisívalningur á tönn, steypt í plast	2.4 mm. Ø x 4 mm. plastblendisívalningur á tönn, steypt í plast
Dvalartími			
20 sec	17.6 ± 0.35 °C	22.4 ± 1.40 °C	7.6 ± 0.13 °C
30 sec	13.0 ± 0.15 °C	18.5 ± 0.19 °C	7.0 ± 0.08 °C
40 sec	8.7 ± 0.31 °C	16.0 ± 0.56 °C	6.2 ± 0.15 °C
50 sec	7.4 ± 0.27 °C	14.3 ± 0.25 °C	6.1 ± 0.19 °C
60 sec	6.3 ± 0.09 °C	12.9 ± 0.17 °C	6.0 ± 0.14 °C

Tafla 5. Hitastig mælt í miðju sívalnings í bindilagi við tannbein í 55 °C vatntsbaði við mismunandi dvalartíma (n=25).

	Sýni		
	e	f	g
Stærð sýna	10 mm. Ø x 10 mm. plastblendisívalningur á tönn	10 mm. Ø x 10 mm. plastblendisívalningur á tönn, steypt í plast	2.38 mm. Ø x 4 mm. plastblendisívalningur á tönn, steypt í plast
Dvalartími			
20 sec	42.2 ± 0.45 °C	37.8 ± 1.00 °C	53.2 ± 0.15 °C
30 sec	46.9 ± 0.20 °C	41.6 ± 0.17 °C	53.9 ± 0.14 °C
40 sec	50.2 ± 0.16 °C	43.7 ± 0.66 °C	54.2 ± 0.28 °C
50 sec	52.4 ± 0.30 °C	45.8 ± 0.19 °C	54.4 ± 0.20 °C
60 sec	53.8 ± 0.22 °C	46.9 ± 0.12 °C	54.7 ± 0.15 °C

Table 6. Micro-togþols viðgerðarstyrkur eftir þriggja mánaða geymslu í vatni, með og án hita/kæli varmaálags.

3 mánuði í vatni + hita/kæli varmaálag (n=24 í hvorum hópi).		3 mánuði í vatni (viðmið) (n=8 í hvorum hópi).	
Ytri sýni	Innri sýni	Ytri sýni	Innri sýni
37.8 ± 8.8 MPa	55.5 ± 8.5 MPa	58.3 ± 4.2 MPa	59.1 ± 6.4 MPa

Það er tölfræðilega marktækur munur milli ytri og innri hita/kæli varmaálags meðhöndlaðra sýna ($p < 0.05$), en ekki milli og innri hita/kæli varmaálags meðhöndlaðra og innri ytri viðmiðshópa.

Niðurstaða míkro-viðgerðar togþolsprófa er sýnd í töflu 6. Tuttugu og fjögur sýni voru í hvorum prófunarhóp og átta í hvorum samanburðarhóp. Meðal togstyrkur í varmaálags hópi var 37,5±8,8 MPa fyrir ytri hornstautahóp og 55,5±8,5 MPa fyrir innri miðstautahóp ($p < 0,05$). Meðaltogstyrkur var 58,3±4,2 MPa fyrir ytri hornstauta og 59,1±6,4 MPa fyrir innri miðstauta í samanburðarhópi. Enginn tölfræðilegur munur var á togstyrk í innri varmaálagshópi og innri og ytri samanburðarhópi.

Það er tölfræði lega marktækur munur milli ytri og innri hita/kæli varmaálags meðhöndlaðra sýna ($p < 0.05$), en ekki milli og innri hita/kæli varmaálags meðhöndlaðra og innri og ytri viðmiðshópa.

Umræða

Ekki er til almennt viðurkennd aðferð sem líkir eftir gömlun tannfyllingarefna í munnni. Jafnvel þótt hita/kæli varmaálag sé ein aðal aðferð sem er notuð til að líkja eftir lífeðlisfræðilegri gömlun tannfyllingarefna, sýnir yfirlitsskoðun á notkun og aðferðafræði að það er lítið samræmi milli rannsókna. Gerir það allan samanburð milli rannsókna mjög erfiðan. Breytur eins og geymslutími, stærð sýna, dvalartími í varmavatsbaði, flutningstími milli baða og fjölda dvala í baði, virðast vera

valdar af rannsakendum af hentugleika fremur en gagnreyndum rannsóknum [7, 13]. Vatnsbaðshitastig sem oftast eru notað virðist byggt á betri vísandalegum grunni [8, 10, 21]. Palmer skráði 1°C hita í yfirborði á jaxli þegar bitið var í ísmola [10] og Peterson sagði að 10°C væri þolanlegt en 15°C væri án óþæginda [5]. Hann mældi neðri framtönn, sem er hugsanlega næmari fyrir kulda en jaxlinn sem Palmer notaði [7]. Sama á við um hæsta þolanlega hitastig þar sem Plant et.al. fundu að kaffi væri of heitt til að drekka við 68°C; gæti verið drukkið með óþægindum á milli 60°C og 68°C, en hægt að drekka í miklu magni á milli 50°C og 55°C, þrátt fyrir að það hafi verið talið tiltölulega heitt [22].

Þrátt fyrir að mælst hafi töluverður munur milli rannsókna á hámarks hitamun sem þolist í munnni, virðist samt almennt samkomulag vera meðal rannsakenda um að nota hitastigið 5°C og 55°C við hita/kæli varmaálag í in-vitro rannsóknum [7, 13]. Þessi hitastig eru einnig í samræmi við ISO TS 11405, alþjóða staðal fyrir prófun á bindistyrk plastblendis við tannbein [16].

Þegar heitt og kalt er borðað eða drukkið þarf einnig að huga að annarri mikilvægri breytu en hitastigi, sem er magn eða rúmmál vökva eða matar sem fer í munninn í einu og snertingartíma við tennur, sem venjulega er aðeins í nokkrar sekúndur [21]. Amaral sagði fólk ekki þola lengi mjög heitt og kalt í snertingu við tennur [23]. Í nýlegri in-vivo rannsókn var gefið til kynna að hámarks þoltími tannfirborðs við háan hita væri aðeins 2 - 5 sekúndur [24]. Fyrir vikið hafa

nokkrir höfundar í rannsóknum sínum notað þessa stuttu „klínískt miðuðu“ dvalartíma þegar hita/kæli varmaálag er framkvæmt [25-27]. Þó að þessa stuttu dvalartíma væri mögulega hægt að nota t.d. í lekarannsóknum eða á viðgerðum tönnum, sýna niðurstöður okkar að mun lengri dvalartíma í baði þarf til að hitastigið nái jafnt í gegnum allt sýnið. Þegar skera á stór sýni í smærri hluta eða stauta eftir hita/kæli varmaálag, eins og fyrir míkro-togpolspróf, verður hitaálagið að ná jafnt yfir allt límingar svæðið sem á að togpolsprófa. Því dugar stuttur dvalartími í baði alls ekki við slíkar aðstæður.

Fjöldi færsla milli baða við hita/kæli varmaálags meðferð í in-vitro rannsóknum hefur ekki verið byggð á vísindalegum grunni, heldur af áliti eða mati rannsakenda. Lloyd et al. fundu svipaðar glerungsprungur í nýuppkomum úrdregnum tönnum sem voru færðar milli hita/kæli vatnsbaða nokkur þúsund sinnum (4000 X) og myndast í tönnum eftir nokkur ár í munni [28]. Gale og Darwell lögðu til í yfirlitsritgrein sinni mjög flókna hita/kæli varmaálags meðferð með 10.000 færslum milli mismunandi heitra baða: 35°C, 15°C, 35°C og síðan 45°C með og mismunandi dvalartíma: 28 sek, 2 sek, 28 sek, 2 sek. í samsvarandi röð [7]. Þetta átti að líkja eftir náttúrulegaum breytileika in vivo. Við gátum ekki fundið neina rannsókn sem notað hafði þessa aðferð. Youngson og Barclay gengu enn lengra og mæltu með að nota sex mismunandi vatnsbaðshitastig [11]. Það er þess vegna mikilvægt að vísindamenn komi sér saman um fjölda færslna milli baða sem eru hæfilega margar og flestir geta samþykkt, t.d. 5000 færslur eins og notaðar eru í þessari og fjölmörgum öðrum rannsóknum.

Mismunandi langir dvalartímar í baði sem notaðir voru í þessari rannsókn leiddu í ljós nokkrar áhugaverðar niðurstöður. Heildar massi tannsynanna gegndi mikilvægu hlutverki í varmaleiðni, þar sem hitastigull var miklu lægri í stærri sýnum. Lítil varmaleiðni plastblendis stuðlar enn frekar að hæfum varmaflutningi til miðju sýnanna [29]. Þegar mismunandi stór sýni eru í hita/kæli varmaálags meðferð, náði hitastig vatnsbaða ekki miðju sýna þegar algengustu dvalartímar í baði voru notaðir (20 – 30 sek.) [7, 17, 30], og jafnvel ekki alveg hjá stærri sýnunum þegar 60 sek. dvalartími var notaður. Tekið skal fram að hita-sveiflur í báðum vatnsböðum voru minni en $\pm 0,5^\circ\text{C}$ og staðalfrávik hitamælinga í prófunarsýnunum var hverfandi. Með öðrum orðum, allar 25 mælingarnar fyrir hæsta og lægsta hitastig voru mjög stöðugar og svipaðar hjá hverri stærð og gerð sýna.

Tann/plastblendisýni g (Mynd 2) var útbúið í samræmi við ISO 29022, staðal fyrir þverklippipróf [18]. Þar er plastblendis-

sívalningurinn aðeins 2,38 mm. Í þvermál, bundinn við tannbein sem steipt er í plast sívalning. Þegar sýni g var sett í varmaálag milli 5°C og 55°C, náði miðpunktshiti milli tannar og þessa litla sívalnings hvorugu vatnshitastiginu á þeim 20 til 30 sek. dvalartíma sem algengast hefur verið að nota í svipuðum rannsóknum [7, 17], og jafnvel ekki alveg við 60 sek. dvalartíma. Þessar niðurstöður styðja þá kenningu að heildarmassi sýna skipti höfuðmáli þegar hita/kæli varmaálag er notað við gömlun sýna. Þessi tilgáta er studd af Soh og Selwyn, sem komust að þeirri niðurstöðu að dvalartími sem þarf til að ná hitastigi vatnsbaðs í tannkvikuholi færi eftir þykkt tannbeins [14]. Fyrir þessa tegund þverklippiprófa, myndi líklega nægja að minnka plastsívalning sem tönning er steipt í, t.d. í 15 mm í þvermál og 10 mm á hæð, til að 5°C og 55°C hitastig náist miðju plastblendisívalnings á mótum tannbeins við 60 sek. dvalartíma. Hins vegar verður að gera sér grein fyrir að hita/kæli varmaálags meðferð sýna er tilgangslaus ef ekki hefur verið staðfest að upphafs bindistyrkur nái þeim grunn styrk sem þurfi til notkunar í munni [7]. Einnig er mikilvægt að nota hvorki of mikla né of litla streitu á efni eins og plastblendi til að líkja eftir lífeðlisfræðilegri gömlun. Of mikill hiti gæti hugsanlega breytt eiginleikum efna á meðan of lítil streita gæti leitt til þess að lélegri efni yrðu tekin í klíniska notkun [10, 13].

Tannsyni e og f eru útbúin samkvæmt ISO/TS 11405 alþjóðastaðli, og eins og lagt er til í leiðbeiningum frá Academy of Dental Materials fyrir in vitro míkro-togpols styrkleikapróf á bindingu plastblendis við tannbein [16, 17]. Í leiðbeiningunum kemur fram að hita/kæli varmaálag sé best að nota við stór sýni (“thermo-mechanical ageing was best performed in the macro-specimen form”). Niðurstöður okkar gefa þvert á móti til kynna að hitastigið á mótum tanbeins og miðju plastblendis sívalningsins sé langt frá því að ná hitastigi vatnsbaðanna þegar dvalartími er 20 sek. Sama gildir jafnvel þó tímunn sé aukinn í 60 sek, sem er ennþá augljósara þegar tönning er steipt í plast sívalning eins og ráðlagt er [17]. Viðurkenna verður að tönning sem var notuð var í stærra lagi og plast sívalningurinn því einnig í stærra lagi. Minnkun á heildarmassa sýnis, t.d. með því að skera meira af rót og minnka þannig plast sívalning sem tönning er steipt í, hjálpar til við að fá jafna varmaleiðni eftir öllum límfletinum milli tannbeins og plastblendis.

Niðurstöður seinni hluta þessarar rannsóknar leiddu í ljós að míkro-togviðgerðarstyrkur stauta sem voru skornir úr ytri hluta plastblendikubba og höfðu verið meðhöndlaðir með hita/kæli varmaálagi, var lægri en hjá stautum sem voru skornir úr miðju kubba. Þess vegna má draga þá ályktun að ytri og innri plastblendistautar hafi fengið

mismunandi varmaálag við hita/kæli meðferðina vegna stærðar sýna og/eða alltof stutts dvalartíma í vatnsböðum. Hitamælingar í plastblendikubb af svipaðri stærð úr fyrri hluta þessarar rannsóknar staðfesta hitamismuninn. Sá dvalartími sem var notaður í þessari rannsókn var 20 sek. lágmarkstíminn sem mælt er með í leiðbeiningum frá Academy of Dental Materials og hefur verið notaður í fjölda svipaðra rannsókna [7, 13, 17]. Niðurstöður okkar gætu því að hluta útskýrt hið mikla staðalfrávik sem oft er greint frá í rannsóknum í míkro-togpols rannsóknum þegar hita/kæli varmaálag er notað til að aldri sýni áður en þau eru skorin niður í stauta [31-33]. Miðað við niðurstöður úr rannsókn okkar, gæti verið hagkvæmt að skera prófunarsýnin niður í stauta áður en hita/kæli varmaálag er framkvæmt eða auka dvalartímann í vatnsböðum nægilega til að fá jafnt hitastig í öllum límingar fletinum.

Ályktun

Hitabreytingar í prófunarsýnum meðan á hita/kæli varmaálagi (thermal cycling) milli 5°C og 55°C vatnsbaða eru að miklu leyti háð stærð, lögun og heildarmassa sýna, auk dvalartíma í vatnsböðum. Algengustu dvalartímarnir, 20 - 30 sek., sem eru notaðir við hita/kæli varmaálags meðferðir, eru ófullnægjandi fyrir flest sýni. Þess vegna er sú aðferð við hita/kæli varmaálag sem er skrifuð í ISO/TS 11405 [16] algjörlega ófullnægjandi, og leiðrétting á þessum alþjóðastaðli því mjög nauðsynleg.

Ráðlögð framkvæmd hita/kæli varmaálags meðferðar:

Hitastig vatnsbaða: 5°C og 55°C.

Fjöldi færsla milli vatnsbaðabaða: 5000 sinnum.

Dvalartími í vatnsbaði: 60 sek.

Flutningstími milli vatnsbaða: stuttur.

Þakkir

Höfundar þakka innilega Erik Kleven fyrir aðstoð við gerð sýna, hita mælingar meðan á hita/kæli varmaálags meðferð stóð og míkro-togpolsmælingar, og Dimitri Alkarrá fyrir gerð skýringarmyndar, báðir við Nordisk Institutt for Odontologisk Materialprövning, Ósló, Noregi.

Hagsmunaárekstrar

Höfundar þessarar votta að engin hagsmunatengsl eru við framleiðendur efna né tækja sem voru notuð við þessa rannsókn, né fengu höfundar styrk frá opinberum eða öðrum rannsóknarsjóðum, og öll efni voru keypt á markaðsverði.

Grein þessi er að hluta byggð á grein höfunda: (2020) Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens, Biomaterial Investigations in Dentistry, 2020;7:1, 16-24,

DOI: 10.1080/26415275.2019.1709470

Heimildir:

- (1) Hicel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *International dental journal*. 2007;57:300-2.
- (2) Opdam NJM, Collares K, Hicel R, Bayne SC, Loomans BA, Cenci MS, et al. Clinical studies in restorative dentistry: New directions and new demands. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2018;34:1-12.
- (3) Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Composite–composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *Journal of Dentistry*. 2003;31:521-5.
- (4) Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GAP, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials*. 2007;23:1276-82.
- (5) Peterson EA, 2nd, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc*. 1966;73:1324-36.
- (6) Blumer L, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31:855-63.
- (7) Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27:89-99.
- (8) Harper RH, Schnell RJ, Swartz ML, Phillips RW. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *J Prosthet Dent*. 1980;43:180-5.
- (9) Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *Journal of dental research*. 1987;66:1336-9.
- (10) Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67:325-7.
- (11) Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clinical oral investigations*. 2000;4:183-9.
- (12) Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical oral investigations*. 2004;8:130-8.
- (13) Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:295-308.
- (14) Soh G, Selwyn MJ. An evaluation of exposure time and temperature in the thermocycling of dental restorative materials. *Clin Mater*. 1992;9:37-41.
- (15) Fabris D, Souza JCM, Silva FS, Fredel M, Gasik M, Henriques B. Influence of specimens' geometry and materials on the thermal stresses in dental restorative materials during thermal cycling. *J Dent*. 2018;69:41-8.
- (16) ISO/TS 11405:2015, Dentistry - Testing of adhesion to tooth structure. 3rd. ed. Geneva, Switzerland: International Standard Organization;.
- (17) Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfeifferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (muTBS) approach. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2017;33:133-43.
- (18) ISO 29022:2013, Dentistry - Adhesion - Notched-edge shear bond strength test. 1st. ed. Geneva, Switzerland: International Standard Organization.
- (19) Eliasson ST, Tibballs J, Dahl JE. Effect of different surface treatments and adhesives on repair bond strength of resin composites after one and 12 months of storage using an improved microtensile test method. *Operative dentistry*. 2014;39:E206-16.
- (20) Eliasson ST, Dahl JE. Effect of curing and silanizing on composite repair bond strength using an improved micro-tensile test method. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2017;3:21-9.
- (21) Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987;8:411-4.
- (22) Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J*. 1974;137:233-8.

- (23) Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2007;19:340-53
- (24) Schmid-Schwap M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns-A meta-analysis. *Dental Materials*. 2011;27:855-69.
- (25) Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18:189-96.
- [26] Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S, Papadogiannis Y, Karezis A. Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling. *Operative dentistry*. 2000;25:316-23.
- (27) Doerr CL, Hilton TJ, Hermes CB. Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. *American journal of dentistry*. 1996;9:19-21.
- (28) Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. *Journal of dental research*. 1978;57:571-82.
- (29) Kenneth J. Anusavice CC. *Phillip's Science of Dental Materials*. 12th., p,39 ed: Elsevier; 2013.
- (30) Staxrud F, Dahl JE. Role of bonding agents in the repair of composite resin restorations. *European journal of oral sciences*. 2011;119:316-22.
- (31) Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*. 2013;29:59-84.
- (32) Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*. 2010;26:E78-E93.
- (33) Ozcan M, Koc-Dundar B. Composite-composite adhesion in dentistry: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Sci Technol*. 2014;28:2209-29.

English Summary

Effect of Thermal Cycling on Temperature Changes and Bond Strength in Different Test Specimens

SIGFUS THOR ELIASSON, DDS, MSD, PROFESSOR EMERITUS, FACULTY OF ODONTOLOGY, UNIVERSITY OF ICELAND, REYKJAVIK, ICELAND.

VISITING SCIENTIST, NIOM, NORDIC INSTITUTE OF DENTAL MATERIALS, OSLO, NORWAY.

JON E. DAHL, DDS, DR ODONT DSC, DIRECTOR, NIOM, NORDIC INSTITUTE OF DENTAL MATERIALS, OSLO, NORWAY.

PROFESSOR, SCHOOL OF DENTISTRY, UNIVERSITY OF OSLO, NORWAY.

ICELANDIC DENT J 2022; 40(1): 8-16

doi: 10.33112/tann.40.1.1

Objectives: To investigate temperature changes in various test specimens during thermal cycling and to evaluate difference in micro tensile repair bond strength in specimens cut from inner or outer area of composite blocks after thermal cycling.

Materials and Methods: Four various sized rectangular composite blocks were fabricated, and thermocouples placed in the centre of the specimens or halfway from surface to centre. Composite cylinders were made on ground flat extracted molars, as intended for micro tensile and shear bond testing, with a thermocouple placed at the centre of the cylinder radius between composite and dentin. The specimens were thermal cycled between 5°C and 55°C with 20 - 60 sec dwell times. The highest and lowest temperatures in the test specimens were recorded.

Composite blocks were fabricated and stored in water for a week and then repaired with same composite. After thermal cycling (5000X, 5°C and 55°C with 20 sec dwell time), test specimens were cut for micro tensile testing.

Results: None of the specimens tested reached the cold and warm water bath temperatures after 20 sec dwell time. In the smallest composite block, the centre core temperature reached 5°C and 55°C after 40 sec dwell time but lacked 1°C after 60 sec in the largest block. None of the specimens involving teeth reached water temperatures. The micro tensile repair strength was significantly different between the outer and the central cut rods ($p < 0.05$).

Conclusions: It was concluded that most used dwell times for thermal cycling are insufficient to create a homogeneous temperature change.

Keywords: Ageing; composite; dwell time; micro-tensile strength testing; shear strength testing; thermal gradient; thermal conductivity

Correspondence: Sigfus Þór Elíasson, e-mail: sigfuse@hi.is