



Kalore

TEHNIČKI PRIRUČNIK

znanstveno
dokazan
osmijeh

GC

Sadržaj

1.0	Uvod	4
2.0	Opis proizvoda	4
3.0	Indikacije za uporabu	5
4.0	Sastav	5
4.1	Matrica	5
4.2	Punila	5
4.3	Spojevi	6
4.3	Inicijatori	6
5.0	Fizička svojstva	7
5.1	Važnost niskog polimerizacijskog kontrahiranja (naprezanja)	7
5.2	Osnovna načela kontrahiranja	7
5.3	Smanjenje polimerizacijskog kontrahiranja	5
5.4	Smanjenje naprezanja pri polimerizacijskom kontrahiranju	9
5.5	GC Corporation tehnologija za smanjenje kontrahiranja (naprezanja)	10
6.0	Laboratorijsko testiranje	10
6.1	Kontrahiranje	11
6.2	Naprezanje pri kontrahiranju	13
6.3	Modul elastičnosti	16
6.4	Otpornost na lom	17
6.5	Čvrstoća pri savijanju	17
6.6	Otpornost na trošenje između tri tijela	18
6.7	Površinski sjaj	19
6.8	Dubina stvrdnjavanja	19
6.9	Rendgenska vidljivost	19
6.10	Rukovanje i radno vrijeme	20



7.0	Boje i estetika	20
7.1	Paleta boja	21
7.2	Univerzalne boje	21
7.3	Opakne boje	22
7.4	Translucentne boje	22
7.5	Kameleonska svojstva	24
7.6	Vodič za boje	25
7.7	Odabir boje za postojeće i nove korisnike	25
8.0	Podaci o citotoksičnosti	27
9.0	Klinička istraživanja	28
10.0	LITERATURA	29
11.0	PODACI ZA NARUDŽBU	29
12.0	Upute za uporabu	30
13.0	Sažetak	32
14.0	Dodatak	32



1.0 Uvod

GC Corporation je vodeća tvrtka u svijetu u području kompozita za krunice i mostove, s proizvodima koji uključuju GRADIA®, mikrokeramički kompozit, i GRADIA® pt FORTE - nano-hibridni kompozit. Stručnost u području postojanih, estetskih indirektnih kompozita koji su bili izvrsna alternativa keramici omogućilo je GC Corporation razvoj materijala GRADIA® DIRECT - direktnog kompozitnog materijala za lako rukovanje i besprijekornu estetiku korištenjem jedne boje. GRADIA DIRECT brzo je postao odabrani kompozit mnogim stomatolozima u svijetu. U razvoju te tehnologije novi ciljevi uključivali su razvoj direktnih kompozitnih materijala sljedeće generacije s najmodernijom estetikom. Budući da su mjerodavna istraživanja jasno pokazala da je tehnologija monomera mnogo naprednija u drugim industrijama, tvrtka je intenzivno tražila partnera za zajednički razvoj novih inovativnih monomera pogodnih za uporabu u kliničkoj stomatologiji. Dana 21. kolovoza 2007. godine GC Corporation potpisala je ugovor s tvrtkom DuPont, vodećom tvrtkom u svijetu za razvoj i izradu polimera i sintetičkih materijala, kao što su najlon, Lycra, Teflon i Kevlar. Kao rezultat tog partnerstva, vlasnički zaštićen novi monomer - DX-511 - razvijen je za direktne kompozite. DX-511 je ključni sastojak novog direktnog niskokontraahirajućeg kompozita tvrtke GC Corporation, KALORE™.

2.0 Opis proizvoda

KALORE™ je rendgenski vidljivi svjetlosnopolimerizirajući nano hibridni kompozit koji sadrži HDR (radiokontrast visoke gustoće) prepolimerizirana punila i DX-511. Jedinstveni sastav omogućuje izradu prednjih i stražnjih radova iz direktnog kompozita s visokim sjajem, visokom otpornošću na trošenje, niskim polimerizacijskim kontrahiranjem (naprežanjem) te postojanošću. Neljepljiva formula omogućuje lako rukovanje i oblikovanje, a početno ovlaživanje zubnih površina olakšava prilagodbu stijenkama preparacije. KALORE zadržava oblik, ne sliježe se te pruža dovoljno radno vrijeme bez preuranjenog stvrdnjavanja materijala pod radnim svjetlom. KALORE je raspoloživ u nekoliko boja, pomoću kojih se izrađuju visoko estetski ispuni prirodnog izgleda. KALORE nudi brojne prednosti:



- Nisko polimerizacijsko kontrahiranje
- Nisko naprežanje pri polimerizacijskom kontrahiranju
- Izvrsna estetika
- Lako rukovanje
- Dovoljno dugo radno vrijeme
- Postojanost
- Visoka otpornost na trošenje
- Visoko poliranje i sjaj



3.0 Indikacije za uporabu

- Direktni ispuni za kavitete klase I, II, III, IV i V
- Direktni ispuni za klinasta oštećenja te kavitete površine korijena
- Direktna izrada faseta i zatvaranje dijastema

4.0 Sastav

KALORE se sastoji od matrice, punila, fotoinicijatora i pigmenta (Tablica 1).

4.1 Matrica

Matrica sadrži mješavinu uretan dimetakrilata (UDMA), dimetakrilatnih komonomera i DX-511 monomera. KALORE, kao ni drugi proizvodi GC Corporation, ne sadrži kompozite temeljene na Bis-GMA, što je u skladu s politikom GC Corporation zbog polemika vezano uz Bis-GMA.

4.2 Punilo

Novo razvijena HDR (radiokontrast visoke gustoće) predpolimerizirana punila čine osnovu KALORE sustava punila. Ta punila sadrže u 60% težine modificirano stroncij staklo veličine čestica 400 nm i u 20% težine lantanoid fluorid veličine čestica 100 nm. Modificirano stroncij staklo pojačava čvrstoću punila i površinsku tvrdoću, omogućuje poliranje do visokog sjaja te odgovara indeksu loma kompozitne UDMA matrice i omogućuje bolju estetiku (barij staklo koje se uglavnom koristi u kompozitima ima viši indeks loma od UDMA kompozita, što uzrokuje smanjenu translucenciju i lošiju estetiku). Lantanoid fluorid dodaje se za povećanje rendgenske vidljivosti. Kombinacija HDR punila veličine čestica 17 µm i 30% volumena težine jamči optimalno rukovanje. Čestice stroncij stakla veličine 700 nm, fluoroaluminosilikatnog stakla te silicija nano veličine raspršene su između HDR punila (Slika 1). Modificirano stroncij staklo i fluoroaluminosilikatno staklo imaju nešto različite indekse loma, što omogućuje složeno odbijanje i raspršivanje svjetla za kameleon efekt.

Tablica 1. Sastav materijala KALORE.

Sastojci	Težina %
Matrica	
uretan dimetakrilata (UDMA)	18
DX-511 monomer	
Dimetakrilat	
Punila	
fluoroaluminosilikatnog stakla	82
Predpolimerizirano punilo	
Silikon dioksid	
Ostali	
fotoinicijatori	< 1
Pigment	< 1

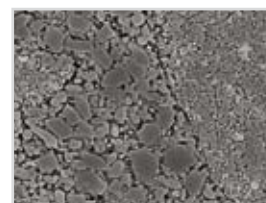
Slika 1a. Strukturni prikaz sustava punila.



Predpolimerizirano punilo (17µm)
400 nm stroncij staklo
100 nm lantanoid fluorid
Neorgansko punilo
700 nm stroncij staklo
700 nm fluoroaluminosilikatno staklo

Monodisperzirani silicij
16 nm

Slika 1b. Prikaz sustava punila SEM mikroskopom.



4.3 Spoj

Spoj između predpolimeriziranih punila i kompozitne matrice ključni je čimbenik. Kod materijala KALORE postoje tri vrste interakcija koje pomažu spriječiti neuspjeh. Te su interakcije sljedeće:

1. Kovalentne veze izvedene iz C=C. Predpolimerizirana punila kao i metakrilatni monomeri matrice sadrže c=c skupine koje se mogu međusobno unakrsno povezivati. Iako se uglavnom stvrđavaju metakrilati, preostale c=c skupine se zadržavaju.
2. Hidrogenske veze iz polarnih elemenata, kao što su -OH, -NH, i -C=O.
3. Hidrofobne interakcije između organskih skupina (npr. alkali). Te interakcije uzrokuju prije uske dodire nego čvrste veze. Svaki dodir je relativno umjeren, međutim valja uzeti u obzir ukupni udjel tih dodira.

Silicijeve površine obrađuju se hidrofobno dimetilnim elementima, kako bi se silicij i matrica međusobno privukli te se time povećao njihov uski dodir. Silicij obrađen dimetilom također je mnogo stabilniji od silicija obrađenog metakrilokislanom, što uzrokuje duži rok čuvanja te manji rizik stvrđavanja materijala tijekom čuvanja.

Fluoroaluminosilikatno i stroncij stakla koja se koriste u materijalu KALORE su silanizirana.

4.4 Inicijatori

Kao katalizator koristi se kombinacija kamforkvina i amina. Svjetlosna polimerizacija može se izvršiti kvarcnim halogenim, plazma ili LED svjetlom za polimerizaciju.



5.0 Fizička svojstva

KALORE je izrađen tako da smanjuje polimerizacijsko kontrahiranje i naprezanje pri kontrahiranju, a istodobno pruža izvrsno rukovanje i estetiku.

5.1 Važnost niskog polimerizacijskog kontrahiranja (naprezanja)

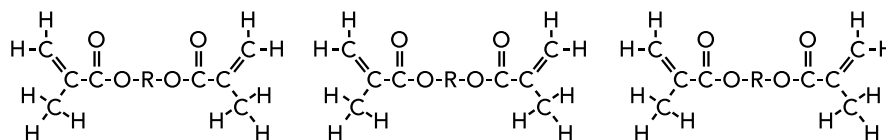
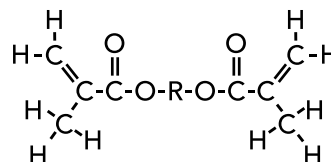
Nisko kontrahiranje i nisko naprezanje pri kontrahiranju važni su iz nekoliko razloga. Do naprezanja u kontrahiranju dolazi kada se kompozitna matrica u kompozitu smanjuje u volumenu tijekom polimerizacije, dok čestice zadržavaju predpolimerizacijski volumen. Naprezanje koje iz toga proizlazi na spoju punila i kompozitne matrice ostaje u stvrdnutom kompozitu te može uzrokovati potrebu brzog mijenjanja ispuna, budući da će se čestice odvojiti od matrice. Ako je naprezanje pri kontrahiranju visoko i prekoračuje početnu čvrstoću spoja ispuna, može doći do odvajanja na spoju stijenke kaviteta i kompozita. Posljedica toga može biti postoperativna osjetljivost i rubna pukotina. Rubne pukotine dugoročno su često uzrok promjene kompozitnog ispuna. Istraživanja također pokazuju da ako su naprezanje pri kontrahiranju i čvrstoća spoja visoki, može doći do izobličenja zuba, deformacije kvržice i stvaranja pukotina u zubnom tkivu. Prvi ćemo preispitati načela polimerizacijskog kontrahiranja te tehnologije koja se koristi za njihovo smanjenje.

5.2 Osnovna načela kontrahiranja

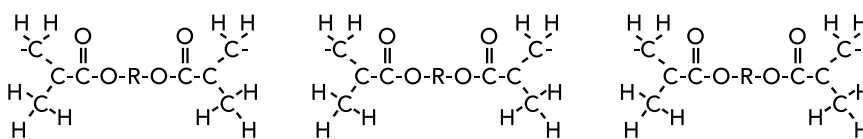
Dentalni kompozitni materijali obično koriste dimetakrilatni kompozit, koji sadrži metakrilatnu skupinu na svakom kraju lanca monomera. Metakrilati sadrže dvije ugljik-ugljik dvostruke veze te mogu lako tvoriti polimere, budući da su dvostruke veze vrlo reaktivne (Slika 2).

Tijekom polimerizacije, dvostruku ugljik-ugljik vezu prekida katalizator, monomeri međusobno djeluju kako bi oblikovali polimere, a udaljenost između monomera koji reagiraju se smanjuje. Dok čestice zadržavaju predpolimerizacijski volumen, smanjena udaljenost između monomera koji reagiraju uzrokuje gubitak volumena uslijed kontrahiranja (Slika 3).

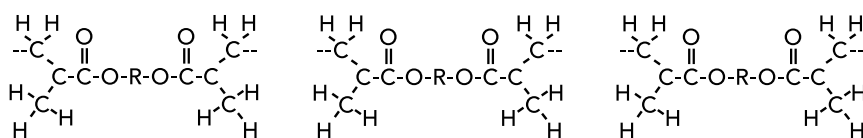
Slika 2. Dimetakrilatni kompozit



Slika 3a. Molekule dimetakrilatnog kompozitnog monomera u kompozitnoj matrici.



Slika 3b. Dvostruku ugljik-ugljik vezu prekida katalizator.



Slika 3c. Polimerizacija dimetakrilatnih monomera uzrokuje polimerizacijsko kontrahiranje.

5.3 Smanjenje polimerizacijskog kontrahiranja

Na polimerizacijsko kontrahiranje utječe klinička tehnika te izrada kompozita. S gledišta izrade, kontrahiranje se može smanjiti na nekoliko načina, kako je dolje opisano.

Povećati dodatak punila

Povećanje dodatka punila u kompozitnu maticu smanjuje polimerizacijsko kontrahiranje smanjujući omjer sadržaja monomera i time smanjujući kontrahiranje (Slika 4).

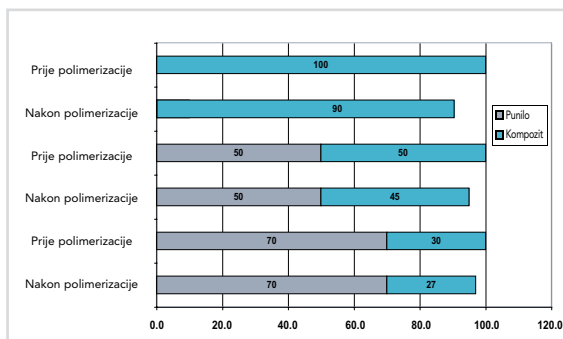
Prilagođavanje monomera

Monomeri niske molekularne težine više kontrahiraju tijekom polimerizacije od monomera više molekularne težine. Metakrilatni monomeri najčešće se koriste kod dentalnih kompozita, uglavnom Bis-GMA i UDMA, zbog dobrih fizičkih svojstava. TEGDMA se obično dodaje za prilagođavanje viskoznosti te za lakše rukovanje kompozitnim materijalom. TEGDMA ima nižu molekularnu težinu od Bis-GMA i UDMA (Tablica 2). Korištenje manje količine monomera TEGDMA smanjuje polimerizacijsko kontrahiranje (Slika 5).

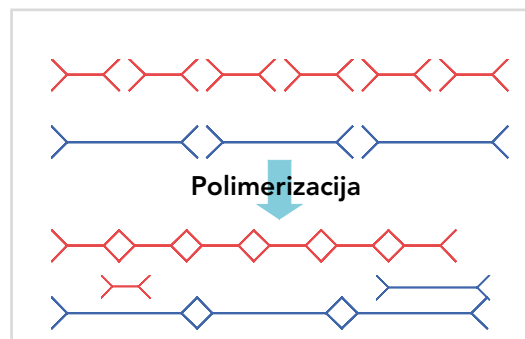
Tablica 2. Molekularna težina monomera koji se najčešće koriste kod dentalnih kompozita.

TEGDMA	M _w = 286.3	
Bis-GMA	M _w = 512.6	
UDMA	M _w = 470.6	

Slika 4. Utjecaj dodatka punila na kontrahiranje.



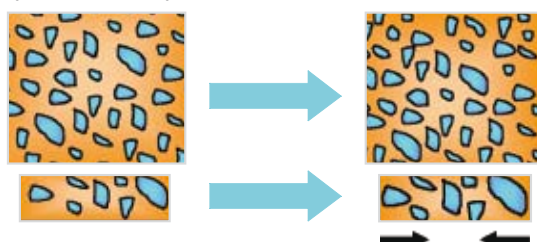
Slika 5. Polimerizacijsko kontrahiranje monomera niske u odnosu na visoku molekularnu težinu.



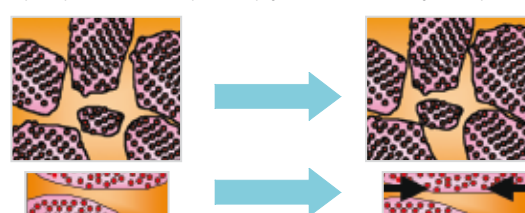
Uporaba predpolimeriziranih punila

Predpolimerizirana punila su relativno velika punila s malom površinom, što omogućuje dodatak punila većeg volumena te time manje volumensko kontrahiranje (Slika 6b). Takva veća punila također sprječavaju pomicanje kompozitne matrice uslijed trenja između kompozita i predpolimeriziranog punila tijekom stvrdnjavanja te time smanjuju kontrahiranje. Ova se tehnologija koristi kod materijala GRADIA DIRECT.

Slika 6a. Kontrahiranje mikrohibridnih kompozita. Udaljenost između staklenih čestica smanjuje se tijekom kontrahiranja.



Slika 6b. Polimerizacijsko kontrahiranje kompozita koji sadrže predpolimerizirana punila. Uski dodir između predpolimeriziranih punila sprječava kontrahiranje kompozita.





5.4 Smanjenje naprezanja pri polimerizacijskom kontrahiranju

Naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju je sila koja se stvara pri polimerizaciji. Tijekom polimerizacije, spojeni kompozit privlači se prema stijenkama kaviteta tijekom kontrahiranja. Ta sila je naprezanje pri kontrahiranju. Na određenom stupnju kontrahiranja, najčvršći materijali imaju najveće naprezanje. Modul elastičnosti (Youngov modul) mjeri čvrstoću materijala (otpornost na deformacije). Što je viši modul elastičnosti, to je veće naprezanje. Postoji nekoliko načina smanjenja naprezanja pri kontrahiranju, uključujući sljedeće:

Smanjiti volumensko kontrahiranje

Naprezanje pri kontrahiranju može se smanjiti smanjenjem volumenskog kontrahiranja, budući da što je veće volumensko kontrahiranje, to je veća sila privlačenja stijenki preparacije.

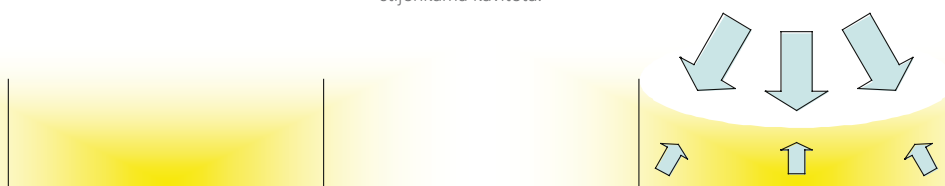
Smanjiti modul elastičnosti

Materijali s visokim modulom elastičnosti uzrokuju povećanje naprezanja na spoju kompozit/zub tijekom polimerizacijskog kontrahiranja. Pored toga, krhki materijali s visokim modulom elastičnosti su neučinkoviti kao amortizeri žvačnih sila. Suprotno tome, materijali s niskim modulom elastičnosti izobličiti će se i proširiti te sukladno tome smanjiti naprezanje na spoju kompozit/zub (Slika 7).

Povećati početno tečenje materijala

Ako je kompozit tekuć, do kontrahiranja će doći na slobodnoj površini te će se smanjiti naprezanje pri kontrahiranju na spoju kompozit/zub (Slika 7).

Slika 7a. Tekući kompoziti kao i kompoziti niskog modula deformiraju se tijekom polimerizacije. Do naprezanja pri kontrahiranju dolazi na slobodnoj površini; sukladno tome, manje je naprezanje pri kontrahiranju na stijenkama kaviteta.



Slika 7b. Kompoziti s visokim modulom elastičnosti. Mogu se samo u maloj mjeri deformirati tijekom polimerizacije. Do naprezanja pri kontrahiranju dolazi na slobodnoj površini te na spoju kompozit/zub.



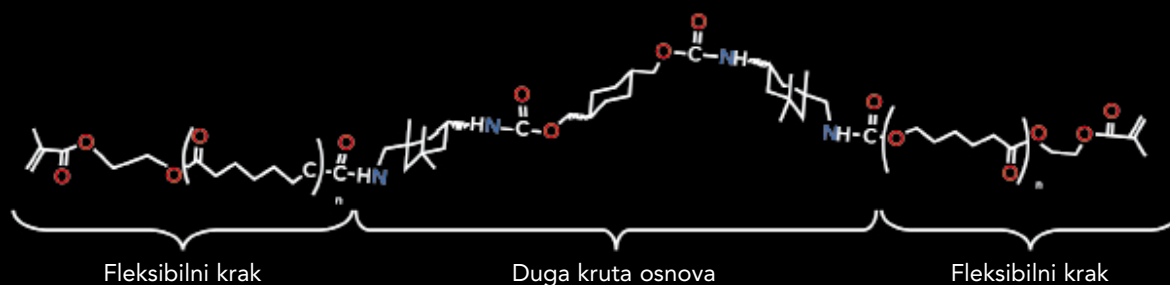
5.5 GC Corporation tehnologija za smanjenje kontrahiranja (naprezanja)

Novi monomer DX-511, licenciran od tvrtke DuPont temeljem ugovora o ekskluzivnom partnerstvu, temelji se na uretan dimetakrilatu te je izrađen kako bi kombinirao svojstva izvrsnog rukovanja i fizička svojstva s niskim kontrahiranjem (naprezanjem). DX-511 je kompatibilan sa svim modernim kompozitima i sustavima za spajanje.

DX-511 Monomer

Molekularna struktura monomera DX-511 uključuje dugu krutu osnovu i fleksibilne krakove. Duga kruta osnova zadržava oblik i veličinu te time nadoknađuje smanjenu sposobnost fleksibilnih krakova da se ne savijaju i gume volumen, što sprječava deformaciju monomera te smanjuje kontrahiranje. Fleksibilni krakovi povećavaju reaktivnost te time nadoknađuju smanjenu reaktivnost koja je obično povezana s dugim lancima monomera (Slika 8). Molekularna težina monomera DX-511 (Mw 895) je dvostruka molekularna težina monomera Bis-GMA ili UDMA, što smanjuje polimerizacijsko kontrahiranje zbog manjeg broja dvostrukih ugljikovih veza (C=C).

Slika 8. DX-511 Monomer



Sustav punila

Udjel HDR punila od 30% težine optimiran je za smanjenje kontrahiranja, a istodobno još uvijek omogućuje lako oblikovanje i rukovanje materijalom.

6.0 Laboratorijsko testiranje

Laboratorijsko testiranje izvršeno je izvan i unutar tvrtke GC Corporation. Kako bi se prvo ispitala hipoteza da će dodatak DX-511 monomera poboljšati svojstva kompozita, testiranje je provedeno usporedbom dva kompleta uzoraka kompozita koji su se razlikovali jedino u tome da je jednoj od dviju grupa dodan monomer DX-511 (KALORE). Uspoređivano je naprezanje pri kontrahiranju, otpornost na trošenje između tri tijela i kombinirano zadržavanje sjaja/hrapavost površine. Rezultati testiranja, koji potvrđuju nadmoć materijala KALORE sa sadržajem DX-511 monomera nad kompozitom bez DX-511 monomera, nalaze se u priloženom dokumentu. Također su provedena detaljna laboratorijska istraživanja usporedbe materijala KALORE i drugih suvremenih kompozita.

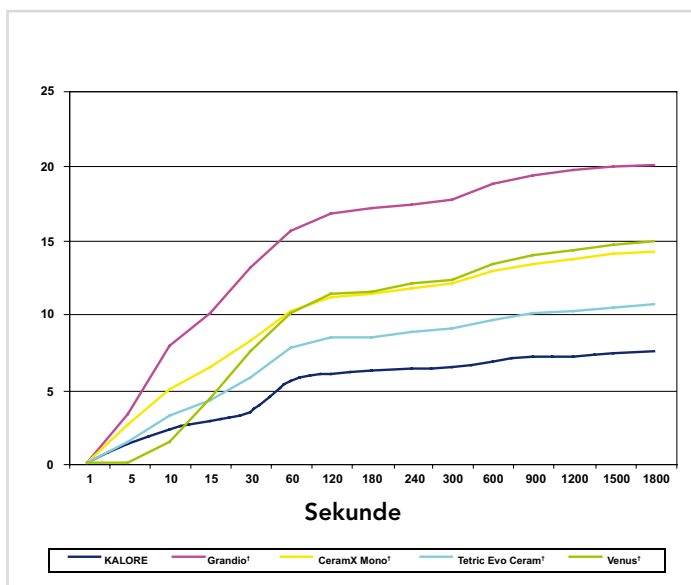


6.1 Kontrahiranje

Neovisno testiranje - ACTA

Neovisno testiranje volumenskog kontrahiranja pri stvrdnjavanju provedeno je za nekoliko kompozita u centru ACTA, Amsterdam. Mjerenja su neprekidno bilježena korištenjem živinog 20 dilatometra. Test je uključivao nanošenje kompozita na donju 15 površinu staklenog čepa, koji je zatim postavljen u živin 10 dilatometar. Uzorak je polimeriziran svjetlom Elipar Highlight (750 mW/cm) kroz staklo u trajanju od 40 sekundi. Računalom se pratilo 0 kontrahiranje u razdoblju od 4 sata ili više pri 23°C. Za izračunavanje volumenskog kontrahiranja, nakon svakog mjerenja kontrahiranja izvršilo se mjerenje gustoće pomoću Mettler Toledo AT 261 Delta Range (Mettler instruments AG). **Volumensko kontrahiranje bilo je najmanje kod materijala KALORE (Slika 9).**

Slika 9. Volumensko kontrahiranje različitih kompozitnih materijala u odnosu na vrijeme. Izvor: ACTA, Amsterdam.

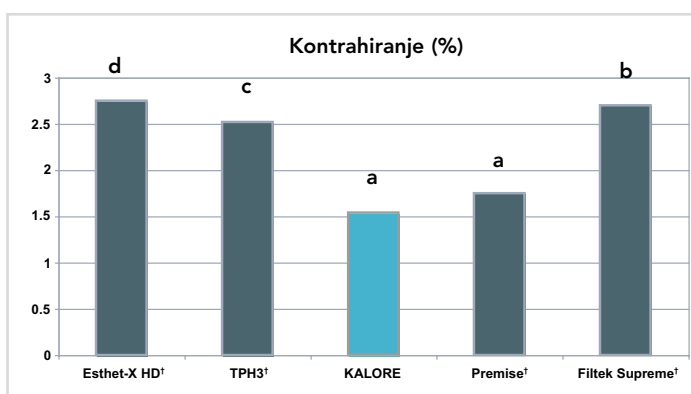


Neovisno testiranje - OHSU

Neovisno testiranje volumenskog kontrahiranja također je proveo Dr. Jack Ferracane, iz Odjela za biomaterijale pri OHSU Stomatološkom fakultetu, Portland, OR. Volumensko kontrahiranje (VS) za tri kompozita utvrđeno je u živinom dilatometru. Uzorci kompozita težine 150 mg postavljeni su na stakalce i zatim pjeskareni aluminij oksidom veličine čestica (150 μm) te premazani silanskim sredstvom za spajanje. Stakalce je pričvršćeno za stup dilatometra, na koji je postavljen linearni varijabilni diferencijalni pretvarač (LVDT) u dodir s površinom žive. Kompozit je fotoaktiviran kroz stakalce u trajanju od 60 sekundi pri oko 350-400 mW/cm². LVDT očitavanja su bilježena kroz 60 minuta pri sobnoj temperaturi te povezana s volumenskih kontrahiranjem, na temelju podataka o masi i gustoći kompozita koji su određeni Arhimedovom metodom. Termička ekspanzija uslijed topline iz svjetla za polimerizaciju oduzeta je iz rezultata fotoaktivacijom u trajanju od dodatnih 30 sekundi nakon 60 minuta sakupljanja podataka te nakon volumenske promjene od 30 minuta. Uzorci su smatrani „potpuno“ stvrdnutima, odnosno stvrdnutima uz dovoljno energije za maksimalnu polimerizaciju. Statističko testiranje podatka (ANOVA/ Tukey test) izvršeno je za usporedbu tri kompozita ($p < 0.05$).

Značajno manje polimerizacijsko kontrahiranje utvrđeno je kod materijala KALORE i Premise[†] u usporedbi s drugim kompozitima (Slika 10).

Slika 10. Volumensko kontrahiranje.



a. bez statističke značajnosti

Neovisno testiranje - Sveučilište Indiana

Neovisno testiranje volumenskog kontrahiranja istih vrsta kompozita proveo je Dr. Jeffrey A. Platt na trećem mjestu, na Odjelu za stomatološke materijale, Sveučilište Indiana, Stomatološki fakultet. U spremnik iz Styrofoama uliveno je oko 1 litre destilirane vode te ostavljeno da stoji preko noći. Sljedeći dan je redovito tijekom dana bilježena i mjerena temperatura vode kako bi se utvrdila stabilnost. Boca je napunjena vodom iz spremnika te je začepljena (vodeći računa da se izbjegne ulaz zraka). Napunjena boca je osušena te je težina zabilježena na najbližih 0,0001 grama. Postupak je ponovljen četiri puta kako bi se postigla prosječna težina (koja se koristi u izračunu za vrijednost „B”). Za postizanje vrijednosti „C”, boca je napunjena otprilike do pola destiliranom vodom te je dodan približno jedan gram nopolimeriziranog materijala. Boca je zatim napunjena dokraja, izvagana kako je gore opisano te se prosjek tri mjerenja težine koristio za određivanje vrijednosti „C”. Težina nopolimeriziranog uzorka zabilježena je kao prosječna od tri težine te je korištena kao vrijednost „D” (n=3).

Nopolimerizirani materijal postavljen je između dva komada poliesterske trake te stisnut na debljinu od oko 1,5-2,0 mm. Uzorci su polimerizirani s obje strane po 30 sekundi svaki (za ukupno vrijeme polimerizacije od jedne minute). Polimerizirani uzorci stavljeni su u bocu na isti način kako je prethodno opisano za nopolimerizirane uzorke. U izračunu za vrijednost „E” koristile su se prosječne težine. Uzorci su vagani prije postavljanja u boce te se prosjek tri mjerenja koristio kao vrijednost „F” (n=3). Uzorci su čuvani u hermetičkim posudicama te su mjerenja izvršena neposredno nakon polimerizacije, nakon jednog dana i nakon sedam dana. Volumensko polimerizacijsko kontrahiranje postignuto je formulama:

$$\begin{aligned} \text{Nopolimerizirani uzorak:} & \quad U=(B-C+D)/D \text{ g/cm}^3 \\ \text{Polimerizirani uzorak:} & \quad P=(B-E+F)/F \text{ g/cm}^3 \\ \text{Polimerizacijsko kontrahiranje} & \quad PS=(1-P/U) \times 100 \end{aligned}$$

Podaci za svako vremensko razdoblje (početno, 1 dan i 7 dana) obrađeni su jednosmjernom analizom varijance (ANOVA). **Utvrđeno je da KALORE ima značajno manje volumensko polimerizacijsko kontrahiranje od svih drugih kompozita u svim vremenskim razdobljima (Tablica 3).**

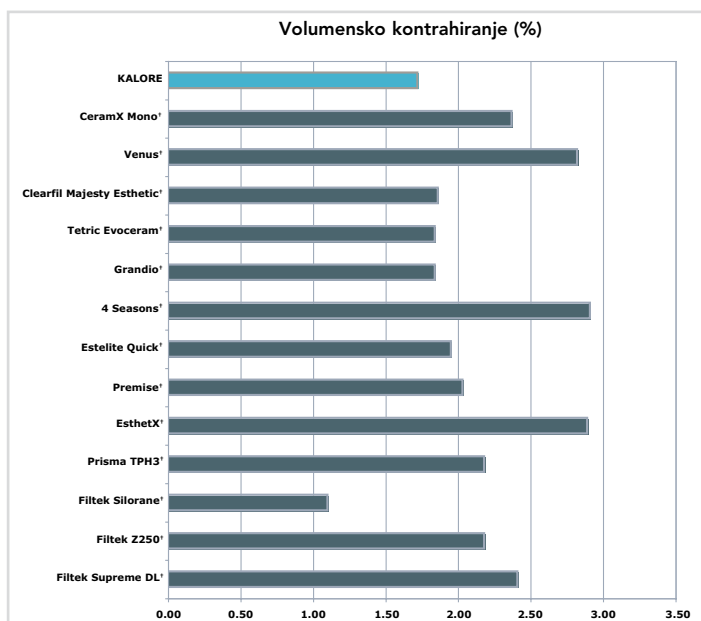
Tablica 3. Volumensko polimerizacijsko kontrahiranje.
Sva slova u eksponentu pokazuju statistički slične skupine. $p < 0.001$ za naprezanje pri kontrahiranju i $p < 0.01$ za sve druge skupine.

Naprezanje pri volumenskom kontrahiranju (%)			
	Početno	Prvi dan	Sedmi dan
KALORE	0.92 ± 0.21a	0.55 ± 0.29a	1.15 ± 0.23a
Filtek Supreme Plus†	2.82 ± 0.19c	2.05 ± 0.23c	2.52 ± 0.12b
EsthetX HD†	2.71 ± 0.34c	2.45 ± 0.56c	2.20 ± 0.29b
Premise†	1.87 ± 0.30b	1.20 ± 0.26b	2.14 ± 0.27b
TPH3†	3.48 ± 0.24d	3.10 ± 0.29d	2.99 ± 0.36c



Slika 11. Volumensko kontrahiranje različitih kompozitnih materijala.
Izvor: GC Corporation

Kontrahiranje pri stvrđivanju mjereno je interno, sukladno ISO verziji od 2007-07-10 Stomatologija - Polimerizacijsko kontrahiranje materijala za ispun. Mjerenje su gustoće kompozita prije i nakon stvrđivanja te je sukladno tome izračunato polimerizacijsko kontrahiranje. **Utvrđeno je da KALORE ima jednu od najnižih razina volumenskog kontrahiranja među svim testiranim kompozitima (Slika 11).**

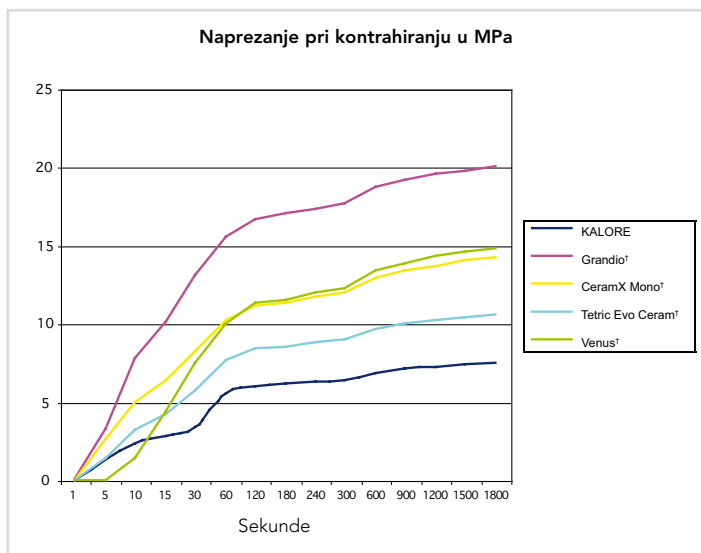


6.2 Naprezanje pri kontrahiranju

Neovisno testiranje - ACTA

Neovisno testiranje naprezanja pri polimerizacijskom kontrahiranju pomoću tenzometra provedeno je u centru ACTA, Amsterdam. Kompozitni materijal postavljen je u cilindrični oblik između staklene ploče i paralelnog metalnog plosnatog vijka spojenog na uređaj za mjerenje sile u užetu (pomični dio). Na temelju testiranja tenzometrom, vrijednosti naprezanja pri kontrahiranju varirale su u omjeru spojenih i slobodnih površina, što je poznato kao konfiguracijski čimbenik ili c-faktor. U pokusima je korišten c-faktor vrijednosti 2. Vrijednosti naprezanja pri kontrahiranju predstavljaju silu potrebnu za sprječavanje aksijalnog kontrahiranja kompozita te za održavanje početne udaljenosti između dijelova. Materijali su polimerizirani Elipar Highlight svjetlom u trajanju od 40 sekundi u standardnom modusu (750 mW/cm). Naprezanje pri kontrahiranju mjereno je 30 minuta dok se istodobno neprekidno sprječavalo aksijalno kontrahiranje uzoraka pomoću povratnog pomaka križne glave koji je održavao stalnu debljinu uzorka od 0,8 mm. To je simuliralo ispun u potpuno krutom okruženju gdje stijenke kaviteta ne mogu popustiti pod silama kontrahiranja. **KALORE je pokazao najmanje naprezanje pri kontrahiranju (Slika 12).**

Slika 12. Naprezanje pri kontrahiranju različitih kompozitnih materijala u odnosu na vrijeme.
Izvor: ACTA, Amsterdam.

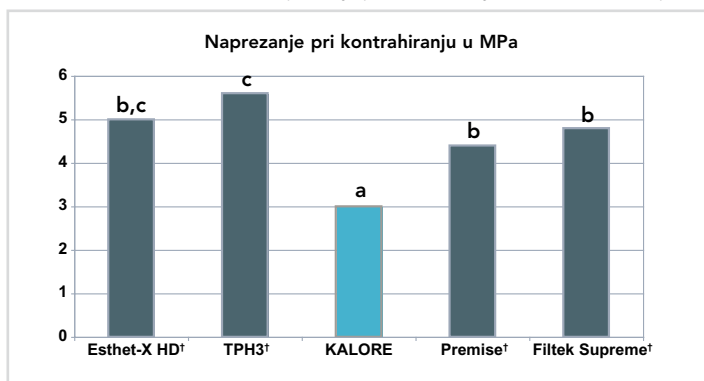


Neovisno testiranje naprezanja pri kontrahiranju - OHSU

Neovisno testiranje naprezanja pri kontrahiranju pomoću Bioman uređaja za mjerenje naprezanja proveo je Dr. Ferracan na OHSU Stomatološkom fakultetu. U testiranju je koristio uređaj za mjerenje sile u užetu s konzolom (500 kg) pričvršćen čvrstom integralnom stezaljkom, s cirkularnim čeličnim štapom (10 mm promjera x 22 mm dužine) koji se krajem konzole držao okomito na osovinu uređaja za mjerenje sile u užetu. Pomična, vodoravna staklena ploča postavljena je ispod štapa te držana čvrsto u položaju pomoću Bioman stezaljke tijekom testiranja. Donji kraj čeličnog štapa bio je pjeskaren, a površina staklene ploče silanizirana (no nije pjeskarena). Uzorak nestvrdnutog kompozita promjera 5 mm i 0,8 mm debljine (predstavljao je područje spojene prema nespojenoj površini (c-faktor) ~3) postavljen je između staklene ploče i okomitog štapa, predstavljajući ploču nestvrdnutog uzorka. Uzorak kompozita zatim je polimeriziran jačinom svjetla od 800 mW/cm² odozdo u trajanju od 40 sekundi. Signal opterećenja iz stanice konzole je pojačan, a signal je dobiven standardnim računalom. Utvrđeno opterećenje (u jedinici Newton, n) zatim je podijeljeno s područjem ploče kako bi se dobile vrijednosti naprezanja (MPa). Kao i u drugim istraživanjima koja koriste ovu metodologiju, nakon toga su podaci o naprezanju obrađeni „korektivnim čimbenikom“ četiri kako bi se podaci povezali sa sustavom niske usklađenosti (kao što je kvržica ljudskog zuba). Mjerenja su izvršena nakon stvrdnjavanja u trajanju od pet minuta. Testiranje je na ovaj način provedeno za pet uzoraka svakog testiranog kompozita. Nakon svake ocjene odstranjene su Bioman stezaljke, kao i komplet uzorak kompozita/staklena ploča/metalni klip, te pažljivo pregledani imaju li znakova odvajanja. Ako je došlo do odvajanja (što je rijetko), odvojeni uzorak je isključen iz rezultata testiranja. Podaci su obrađeni ANOVA analizom/Tukey testom, kako bi se usporedili kompoziti ($p < 0.05$).

Utvrđeno je da je naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju materijala KALORE značajno manje nego kod svih ostalih testiranih kompozita (Slika 13).

Slika 13. Naprezanje pri kontrahiranju kod testiranih kompozita.



a, b, c razlike nisu statistički značajne unutar svakog slova.

Neovisno testiranje - Sveučilište Indiana, Stomatološki fakultet

Dr. Platt također je proveo neovisno testiranje naprezanja pri polimerizacijskom kontrahiranju na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta Indiana. Korišten je tenzometar za mjerenje naprezanja pri polimerizacijskom kontrahiranju. Tenzometar se sastoji od pravokutne grede (10 mm širine i 40 mm visine) izrađene od nehrđajućeg čelika s Youngovim modulom od 193 GPa koja je vodoravno pričvršćena na držač šipke. Tijekom testiranja, vlačna sila koju stvara spojeni kontrahirajući uzorak kompozita savijala je gredu konzole. Savijanje se mjerilo linearnim varijabilnim diferencijalnim pretvaračem (LVDT) te je naprezanje pri kontrahiranju dobiveno dijeljenjem izmjerene vlačne sile s područjem poprečnog presjeka uzorka. Za izvođenje testa uzorak kompozita postavljen je između dva kvarcna štapa postavljena okomito u tenzometar. Gornji štap povezan je s gredom konzole na udaljenosti od 12,50 cm od držača grede, a donji kvarcni štap korišten je za završetak spoja s tenzometrom te za vođenje svjetla od svjetla za polimerizaciju do uzorka. LVDT postavljen je 23 cm od uzorka na slobodan kraj grede konzole.



Prije svakog mjerenja naprezanja, dva komada kvarcnog štapa (promjera 6 mm) izravnata su i polirana mokrim silikonskim brusnim papirom veličine čestica 600 te je na jedan kraj svakog štapa nanoseno dva sloja silanizacije. Zatim je donji kvarcni štap poravnat okomito s gornjim štapom te postavljen sa silaniziranim krajem okrenutim prema gore. Udaljenost između dva silanizirana kraja fiksirana je na 2,25 mm za sve uzorke. Tako je svaki uzorak kompozita bio pločica promjera 6 mm i 2,25 mm visine, što odgovara c-faktoru od 1,33 (promjer/2x visina). Rukavac iz politetrafluoretilena (PTFE) postavljen je oko razmaka između dva štapa kako bi se uzorak kompozita držao u mjestu. Na suprotnim stranama rukavca izrađene su dvije rupe, s time da se prva rupa (promjera 1,5 mm) koristila za uštrcavanje kompozita, a druga rupa (promjera 0,5 mm) kao ventil tijekom uštrcavanja kompozita.

Pod okolnim žutim svjetlom kompozit je uštrcan u držač uzorka kako bi se popunio prostor između silaniziranih krajeva (n=5). Kompozit je polimeriziran Elipar Highlight svjetlom u trajanju od 60 sekundi putem donjeg kvarcnog štapa. Intenzitet svjetla na kraju kvarcnih štapova iznosio je >600 mW/cm² te je kontroliran među skupinama. Ako se promijenio intenzitet, lampa je zamijenjena. Kinetika naprezanja pri polimerizacijskom kontrahiranju mjerena je svake sekunde u trajanju od 30 minuta od početka svjetlosne polimerizacije. Naprezanje pri kontrahiranju utvrđeno je dijeljenjem izmjerene vlačne sile s područjem poprečnog presjeka uzorka. Maksimalna razina naprezanja utvrđena je uzimanjem prve derivacije krivulje naprezanja u odnosu na vrijeme. Gel točka utvrđena je kao prva točka podataka sa značajnim nagibom različitim od nule. Podaci su statistički obrađeni korištenjem jednosmjerne analize varijance (ANOVA test).

Utvrđeno je da su naprezanje pri kontrahiranju i stupanj maksimalnog naprezanja manji za KALORE nego za sve druge testirane kompozite (Tablica 4). **Izmjerene razine naprezanja trebale bi povećati sposobnost materijala KALORE za stvaranjem intaktnih zubnih adhezivnih površina. Nadalje, niža razina naprezanja pri kontrahiranju također doprinosi boljem okruženju za spoj.**

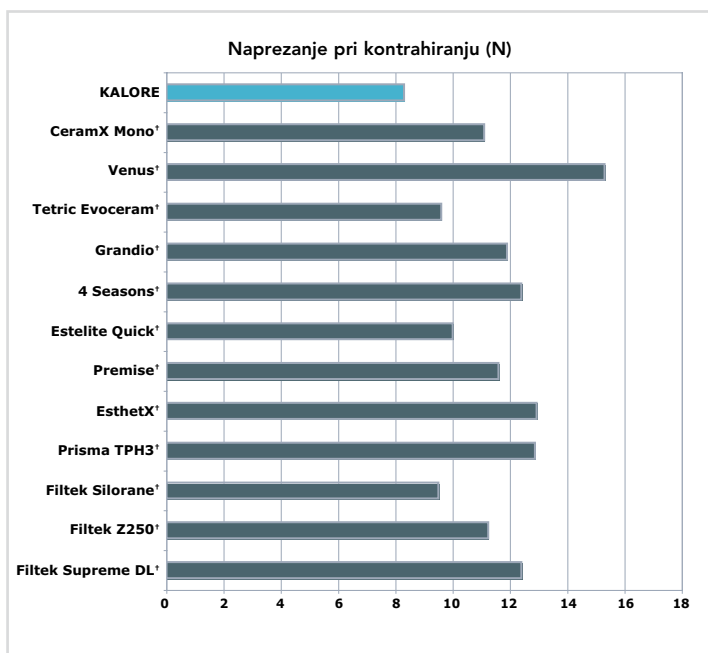
Tablica 4. Naprezanje pri kontrahiranju, maksimalna razina naprezanja i gel točka.

	Naprezanje pri kontrahiranju (MPa)	Maksimalna razina naprezanja (MPa)	Gel točka (Mins)
KALORE	1.72 ± 0.10 ^a	2.80 ± 0.71 ^a	0.13 ± 0.02 ^a
Filtek Supreme Plus†	2.61 ± 0.19 ^b	5.62 ± 0.99 ^{b,c}	0.13 ± 0.01 ^a
EsthetX HD†	3.10 ± 0.13 ^c	6.62 ± 0.42 ^{c,d}	0.10 ± 0.13 ^a
Premise†	2.39 ± 0.17 ^b	7.48 ± 0.71 ^d	0.10 ± 0.13 ^a
TPH3†	3.07 ± 0.15 ^c	9.08 ± 1.11 ^e	0.12 ± 0.01 ^a

Sva slova u eksponentu označuju statistički slične skupine (p<0.001 za naprezanje pri kontrahiranju i p<0.01 za sve druge skupine).

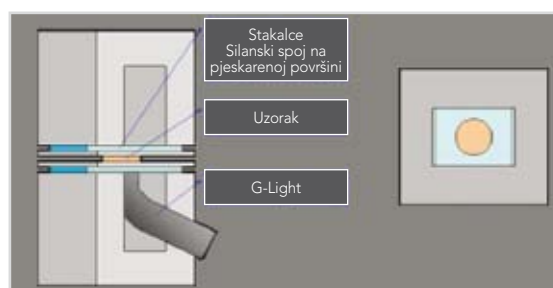
Naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju mjereno je interno pomoću univerzalnog testnog uređaja EZ-S (Shimadzu) s individualno izrađenom vodilicom. Dva stakalca prethodno su obrađena pjeskarenjem i silanskim sredstvom za spajanje te zatim pričvršćena na gornju i donju vodilicu. Uzorak kompozita (1,66 ml) postavljen je na donje stakalce te pritisnut spuštanjem gornjeg stakalca na razinu do razmaka od 4 mm između gornjeg i donjeg stakalca.

Slika 14. Naprezanje pri kontrahiranju različitih kompozitnih materijala.
Izvor: GC Corporation.

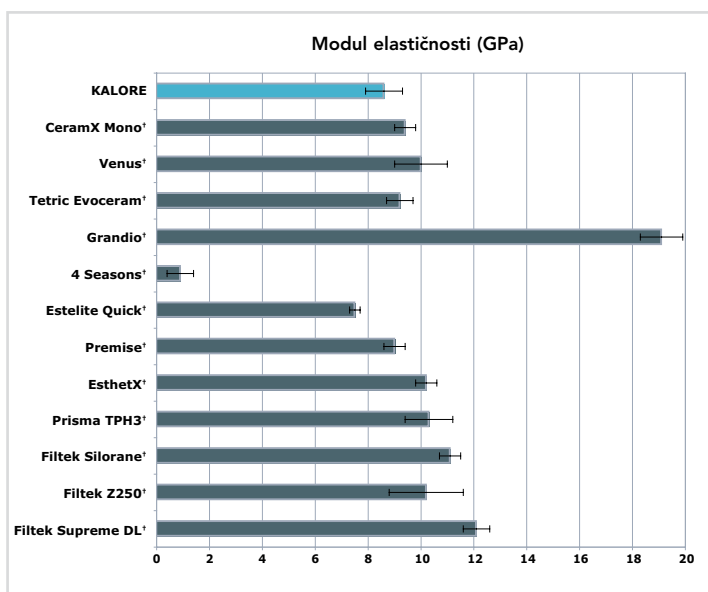


Uzorak je polimeriziran u trajanju od 60 sekundi s donje strane G-light™ 11 mm svjetlovodnim vlaknom, a zatim je polimeriziran 20 sekundi odozgo. Naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju mjereno je 20 minuta te je najviša postignuta vrijednost zabilježena kao naprezanje pri kontrahiranju. **KALORE je imao najniže naprezanje pri kontrahiranju među svim testiranim proizvođačima (Slika 14).**

Slika 15. Univerzalni testni uređaj EZ-S (Shimadzu) s individualno izrađenom vodilicom.



Slika 16. Modul elastičnosti različitih materijala.
Izvor: GC Corporation.



6.3 Modul elastičnosti

Modul elastičnosti (Youngov modul), mjera čvrstoće materijala, određen je početnim nagibom krivulje naprezanje-deformacija. Materijal s visokim modulom je krut i čvrst, dok je materijal s niskim modulom savitljiv. Idealno, materijal ne bi trebao imati previsok modul elastičnosti, budući da krhki materijali slabije amortiziraju žvačne sile. Modul elastičnosti za KALORE utvrđen je sukladno ISO 4049 specifikacijama za mjerenje čvrstoće pri savijanju. **KALORE se ponašao kao čvrsti materijal, no dovoljno elastičan za amortizaciju žvačnih sila (Slika 16).**



6.4 Otpornost na lom

Otpornost na lom, mjera sposobnosti materijala da spriječi širenje nastale pukotine, određuje se kao čvrstoća u odnosu na naprezanje pod savijanjem. Čvrstoća se izračunava kao temeljno područje krivulje naprezanje-deformacija. Viša vrijednost otpornosti na lom podrazumijeva veću otpornost na širenje pukotina. **KALORE je pokazao visoku otpornost na širenje pukotina (Slika 17).**

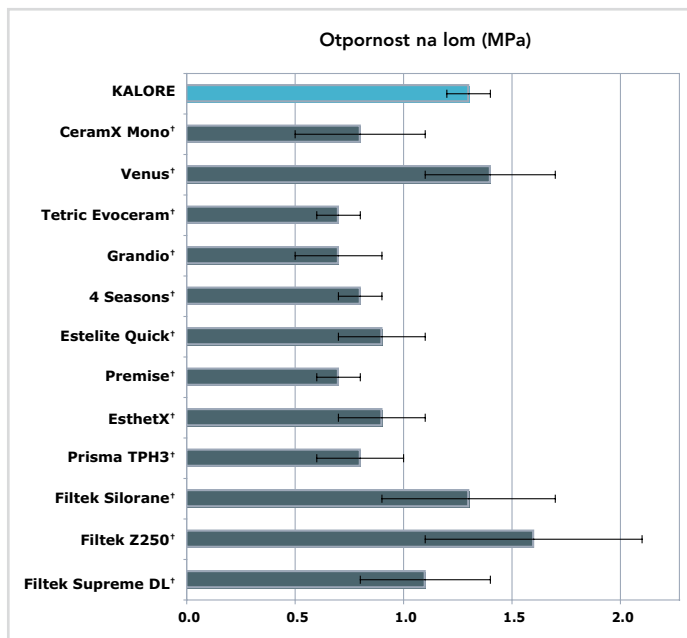
Neovisno testiranje - OHSU

Neovisno testiranje otpornosti na lom proveo je dr. Ferracane pri OHSU Stomatološkom fakultetu sukladno ASTM E399. Uzorci (2,5 mm x 5 mm x 25 mm) su izrađeni u kalupima iz nehrđajućeg čelika te je na sredini raspona izrađen urez veličine a/w 0,5 (gdje je a = duljina ureza i w = visina ureza). Uzorci su polimerizirani svjetlom 40 sekundi odozgo i odozdo u Triad II uređaju. Uzorci su čuvani u vodi pri 37°C 24 sata te je zatim testirano savijanje u tri točke (20 mm raspona) pomoću univerzalnog testnog uređaja pri brzini od 0,254 mm/min. Otpornost na lom određena je pomoću maksimalnog opterećenja (nije bilo dokaza plastične deformacije). Podaci su analizirani ANOVA/Tukey testom za usporedbu kompozita ($p < 0.05$). Utvrđena je ista otpornost na lom kod svih kompozita, osim kod TPH3 (Slika 18).

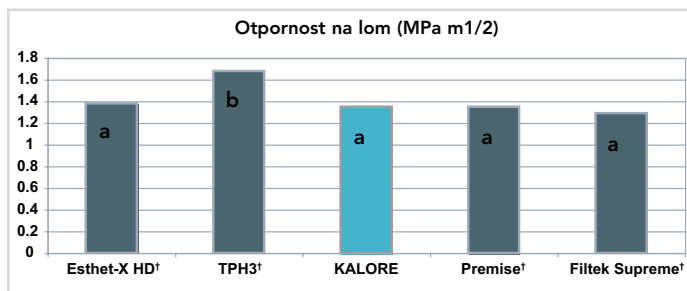
6.5 Čvrstoća pri savijanju

Izmjerena je čvrstoća pri savijanju sukladno ISO4049:2000. **KALORE je pokazao visoku čvrstoću pri savijanju (Slika 19).**

Slika 17. Otpornost na lom različitih kompozitnih materijala.
Izvor: GC Corporation

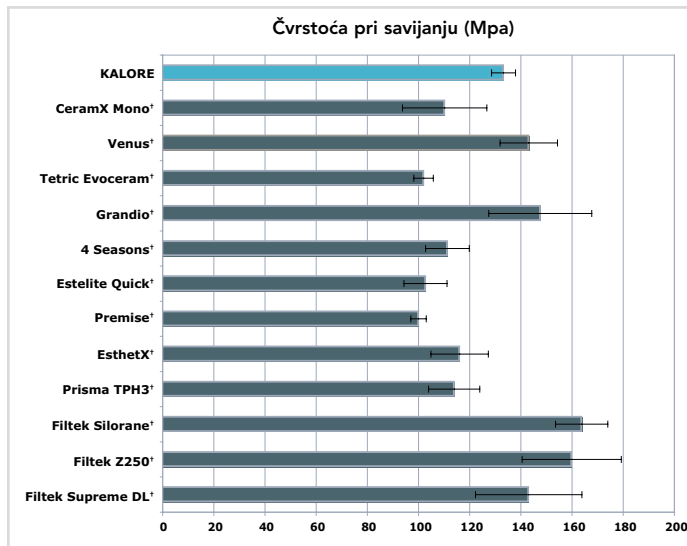


Slika 18. Otpornost na lom.



a. nije statistički različito ($p=0.05$)

Slika 19. Čvrstoća pri savijanju različitih kompozitnih materijala.
Izvor: GC Corporation.



6.6 Otpornost na trošenje između tri tijela

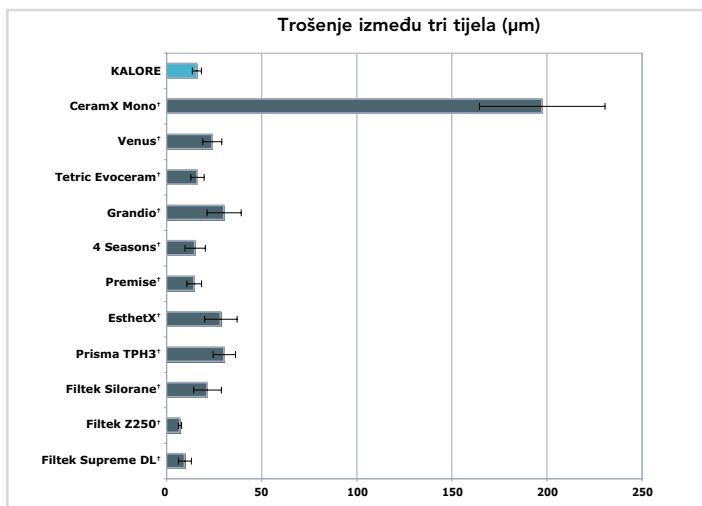
Za interno mjerenje otpornosti na trošenje između tri tijela, pripremljeni su uzorci kompozita te pomicali gore-dolje duž 5 cm pravca brzinom od 30 poteza u minuti. Držani su indirektnom dodiru s akrilnom pločom pod opterećenjem od 350 gf te je istodobno držač uzoraka klizao vodoravno duž 2 cm pravca brzinom od 30 poteza u minuti. Mješavina PMMA i glicerola (1:1 volumen) koristila se kao međuabraziv (Slika 20). Nakon 100.000 ciklusa (jedno cijelo bočno i okomito kretanje definira se kao jedan ciklus), trošenje materijala ocijenjeno je mjerenjem gubitka visine. **Kod materijala KALORE utvrđena je visoka otpornost na trošenje između tri tijela (Slika 21).**

Uzorci kompozita su nakon testa obrađeni za prikaz SEM mikroskopom. **Utvrđeno je da KALORE ima trajnu i usku vezu između punila i kompozitne matrice. U istom su testu drugi proizvođači pokazali oštećenja na spoju predpolimeriziranog punila (EvoCeram†) ili na spoju sa staklenim česticama (Grandio† i TPH3†). Pored toga, utvrđeno je i ispadanje punila (Slika 22).**

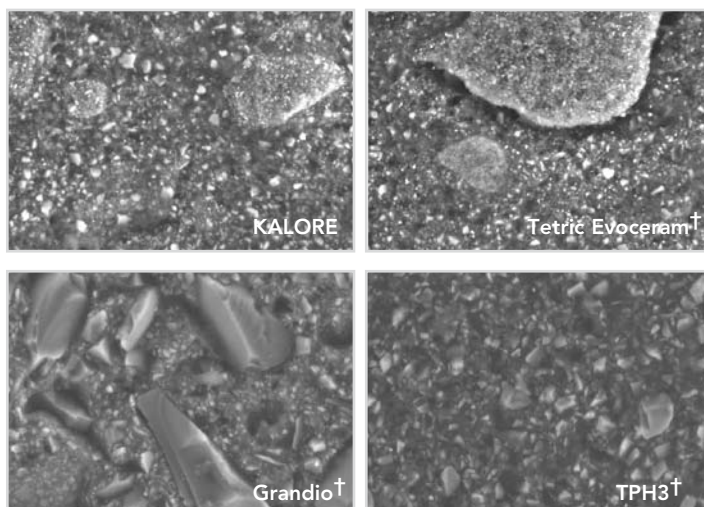
Slika 20. Plan testa otpornosti na trošenje između tri tijela.



Slika 21. Trošenje između tri tijela različitih kompozitnih materijala. Izvor: GC Corporation.



Slika 22. SEM prikazi uzoraka testiranih na otpornost na trošenje između tri tijela.

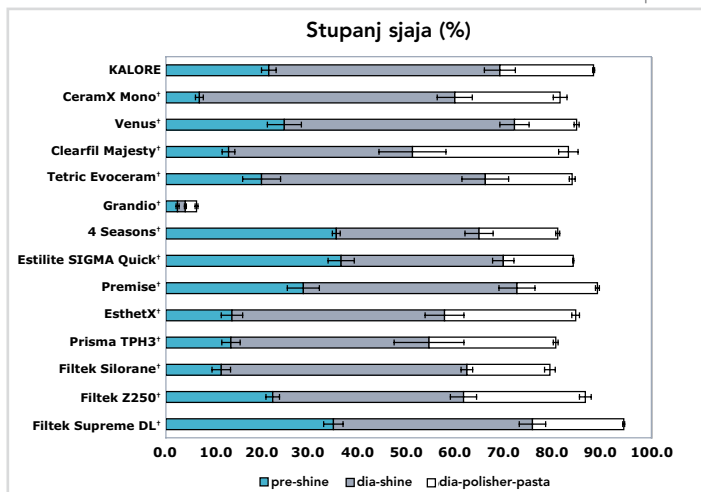




6.7 Površinski sjaj

Za testiranje površinskog sjaja, uzorci promjera 15 mm i 1,5 mm debljine polimerizirani su svjetlom te obrađeni brusnim papirom veličine čestica 600. Završeni uzorci postupno su polirani materijalima GC Pre-Shine, GC Dia-Shine i GC Dia Polisher pastom. Nakon svake faze poliranja, pomoću uređaja VG-2000 (Nippon Denshoku) izmjeren je površinski sjaj. **Utvrđeno je da materijal KALORE ima jedan od najviših stupnjeva sjaja među svim testiranim materijalima (Slika 23).**

Slika 23. Površinski sjaj različitih kompozitnih materijala.
Izvor: GC Corporation

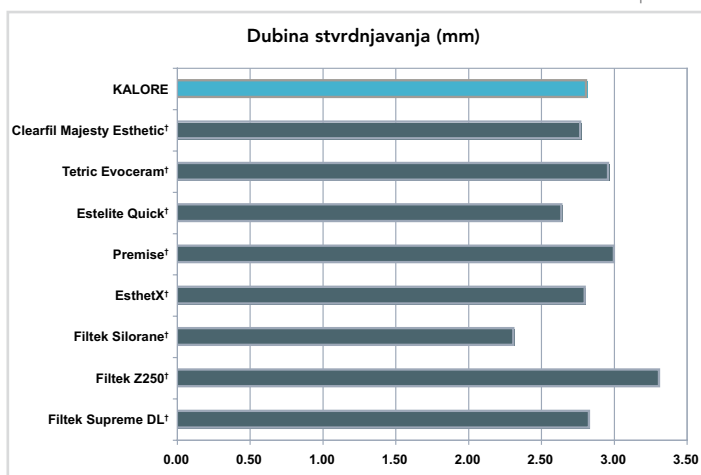


Važno: 50% stupnja sjaja predstavlja sjajnu površinu, dok 70% i više pokazuju estetski ugodnu sjajnu površinu.

6.8 Dubina stvrdnjavanja

Dubina stvrdnjavanja KALORE boje A2 testirana je tehnikom struganja te je izmjereno 2,81 mm, **dovoljno za zajamčeno dobro stvrdnjavanje (Slika 24).**

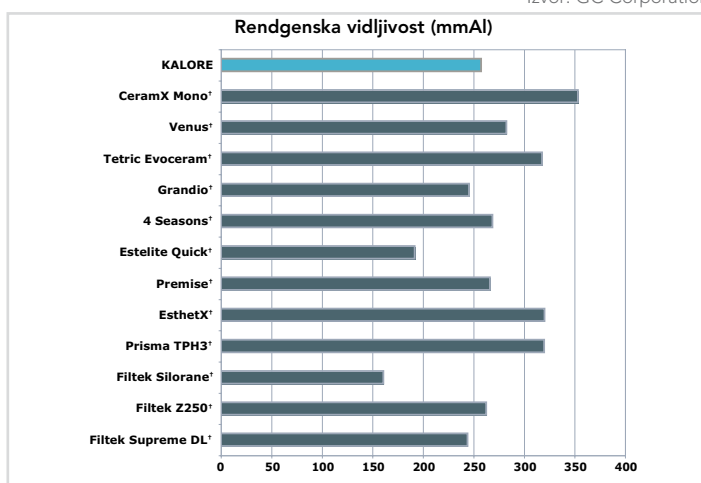
Slika 24. Dubina stvrdnjavanja za KALORE.
Izvor: GC Corporation.



Slika 25. Rendgenska vidljivost različitih kompozitnih materijala.
Izvor: GC Corporation.

6.9 Rendgenska vidljivost

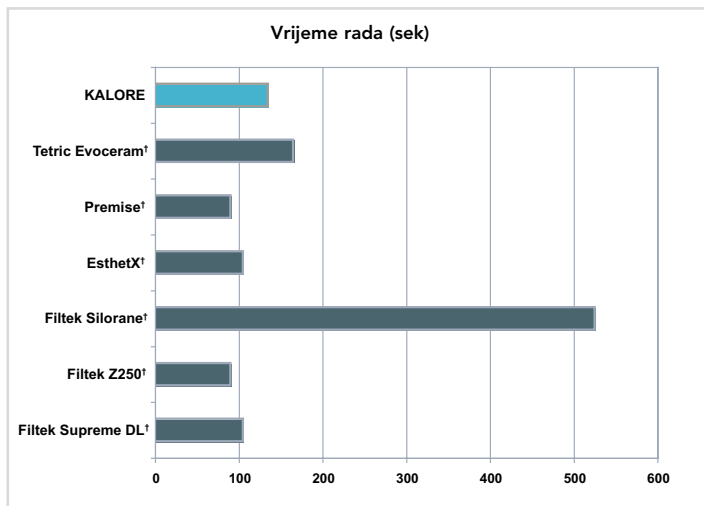
Rendgenska vidljivost materijala KALORE izmjerena je sukladno ISO 4049:2000. **Utvrđena je rendgenska vidljivost materijala KALORE veća od 2,5 mm Al. Ta vrijednost odgovara rendgenskoj vidljivosti dentina (Slika 25).**



6.10 Rukovanje i vrijeme rada

Testirano je radno vrijeme različitih kompozitnih materijala. **Utvrđeno je dovoljno vrijeme rada za KALORE, 135 sekundi (Slika 26).**

Slika 26. Vrijeme rada različitih kompozitnih materijala.
Izvor: GC Corporation.



7.0 Boje i estetika

Reprodukcija dobro uravnoteženog sklada boja jedan je od najvećih izazova u protetskoj i restorativnoj stomatologiji. Pacijenti traže estetske ispune koji se ne razlikuju od prirodnog zubnog tkiva te koji po mogućnosti još dodatno poboljšavaju prirodu. KALORE nudi predvidljivu estetiku za sve direktne ispune te omogućuje ravnotežu između stomatološke znanosti i umjetnosti u pacijentovom osmijehu u svim kliničkim slučajevima direktnih ispuna.

KALORE nudi moderne boje za visoko estetske ispune. Boje su izrađene da oponašaju translucenciju, opalescenciju, ton (čista boja), kromu (zasićenost boje), vrijednost (svjetlina boje) i fluorescenciju prirodnih zubi. Opalescencija proizvodi svjetlucave blijede boje (slične opalima), dok fluorescencija određuje sposobnost apsorpcije UV svjetla i emitiranja vidljivog (uglavnom plavkastog) svjetla. Razina translucencije određuje prijenos svjetla putem zuba ili materijala. Svjetlina pomaže utvrditi prirodnost ispuna (Slika 27). Ako se za boju ispuna određuju samo ton i zasićenost, nedostatak svjetline uzrokovat će manje prirodni rezultat. Površina cakline najviše doprinosi svjetlini. Incizalna i aproksimalna područja zuba dobra su mjesta za određivanje svjetline zuba.

Kameleon efekt materijala KALORE omogućuje nerazlikovanje kompozitnog ispuna od okolnog zubnog tkiva. Odbijeno svjetlo iz kompozitnog ispuna treba biti slično odbijenom svjetlu iz zubnog tkiva. Kompozitni materijali moraju imati kameleon efekt kako bi bili pogodni i za jednostavne i za složene slučajeve.

Slika 27. Utjecaj svjetline na percepciju boje.





7.1 Paleta boja

KALORE boje namijenjene su za jednobojnu i višebojnu tehniku slojevanja.

KALORE ima tri jasno određene skupine boja s jasno definiranim bojama za lako prepoznavanje:

- Univerzalne boje (šifra boje na poklopcu uloška / oznaka štrcaljke: zelena)
- Opakne boje (šifra boje na poklopcu uloška / oznaka štrcaljke: ljubičasta)
- Translucentne boje (šifra boje na poklopcu uloška / oznaka štrcaljke: siva)

Univerzalne boje idealne su za jednobojnu tehniku slojevanja. Opakne i translucentne boje razvijene su za zadovoljavanje potrebe za visokom estetikom. Te se boje mogu koristiti same ili zasebno u kombinaciji za ispune te se također mogu koristiti s univerzalnim bojama.

7.2 Univerzalne boje

Univerzalne boje imaju vrlo osjetljivu ravnotežu između svjetline, translucencije, tona i zasićenosti te su razvijene za jednobojnu tehniku slojevanja. Svrstane su u skupine A (crveno-smeđe), B (crveno-žute), C (sive), D (crveno-sive), boje za bijeljenje i cervikalne boje. Svaka boje iz iste skupine ima isti ton sa sve većom zasićenosti u svakoj skupini. Ta svojstva čine univerzalne boje idealnima za jednobojnu tehniku slojevanja.

Tablica 5. Pregled KALORE univerzalnih boja.

Svaka boje iz iste skupine odgovara rasporedu Vita®† Classical vodiča za boje.

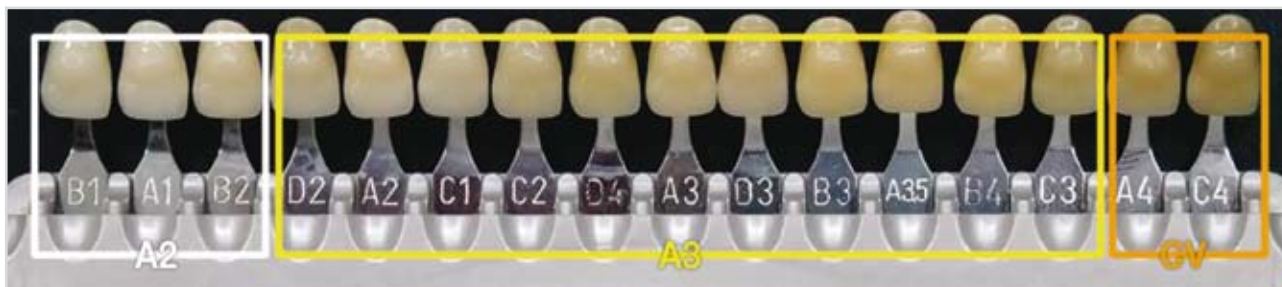
Primjeri savršene usklađenosti boje uključuju:

- KALORE boja A2 odgovara Vita®† bojama B1, A1 i B2
- KALORE boja A3 odgovara Vita®† bojama D2, A2, C1, C2, D4, A3, B3, A3.5 i B4
- KALORE boja CV odgovara Vita®† bojama C3, A4 i C4

Univerzalne boje				
XBW				
BW				
	A1	B1		
	A2	B2	C2	D2
	A3	B3	C3	D3
	A3.5			
	A4			
		CV (B5)		
		CVD (B7)		

Kameleon efekt može se vidjeti u nanošenju materijala KALORE u sredinu odgovarajućih Vita®† Classical nijansi vodiča za boje (Slika 28).

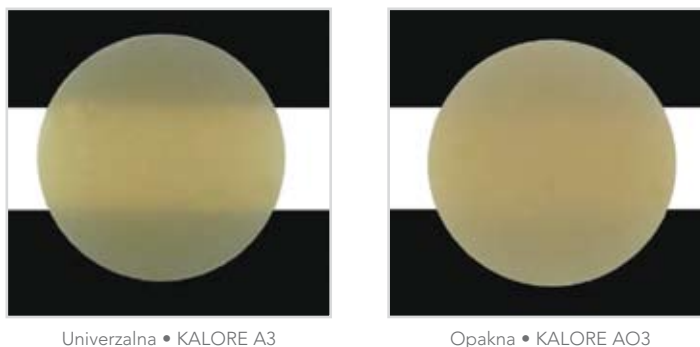
Slika 28. Kameleon efekt KALORE univerzalnih boja korišten za različite Vita®† boje.



7.3 Opakne boje

KALORE opakne boje raspoložive su kao AO2, AO3, AO4, OBW i XOBW. Njihov povećani opacitet sprječava prijenos svjetla iz usne šupljine kroz ispun, što bi uzrokovalo tamniji izgled (Slika 29).

Slika 29. Razlika u opacitetu između boja univerzalna A3 i opakna A3.



Univerzalna • KALORE A3

Opakna • KALORE AO3

7.4 Translucentne boje

Translucentne boje mogu pružiti više "živosti" završnom ispunu te oponašati svjetlinu i promjene na caklini uzrokovane starenjem. Zbog jedinstvenosti tih boja, nije moguća klasifikacija prema Vita®† bojama te treba koristiti KALORE vodič za boje.

Translucentne boje mogu se grupirati u 2 razine translucencije:

- CT (prozirna translucentna)
- NT (prirodna translucentna), WT (bijela translucentna), DT (tamna translucentna), GT (siva translucentna) i CVT (cervikalna translucentna)

Translucentne boje pružaju ispunima posebnu dimenziju i vitalnost. Caklina sa starenjem mijenja svojstva iz deblje u tanju, uz prateće smanjenje svjetline (manje je bijela, više crna) te postaje translucentnija. Također dolazi do tamnjenja boje, osobito cervikalno. Posebnu pozornost valja posvetiti tim promjenama u svrhu postizanja estetskih rezultata. Za pružanje odgovarajuće svjetline za dob, raspoložive su različite KALORE boje: WT (djeca), DT (odrasli) i GT (stariji). Za oponašanje povećane translucencije, na primjer na incizalnim rubovima zubi u djece i starijih pacijenata, raspoložive su NT i CT boje (Slika 30).



Slika 30. Kavitet klase IV ispunjen različitim bojama.



AO3, A3 i NT na lijevoj strani, AO3 i A3 na desnoj strani.

Nanošenje boje CVT značajno će povećati živost ispuna klase V (Slika 31).

Slika 31. Ispuni klase s cervikalnim tamnjenjem.

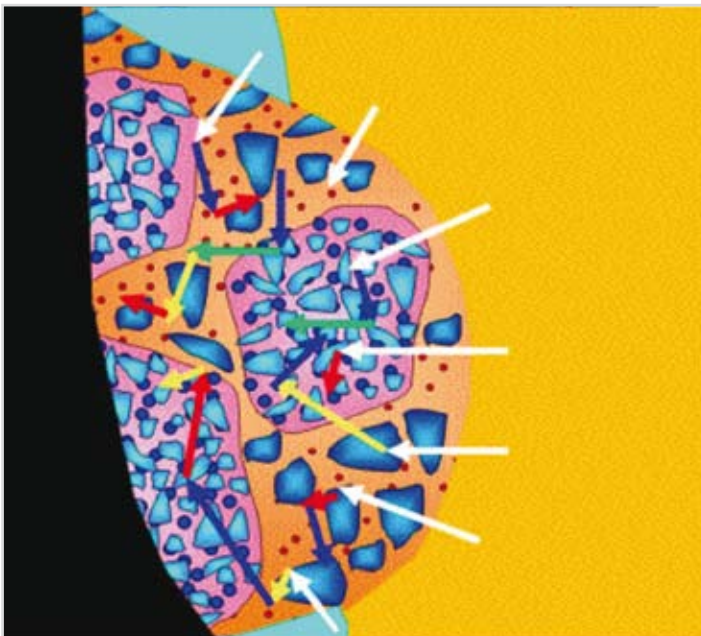


CV na lijevoj strani, CV i CT na desnoj strani.

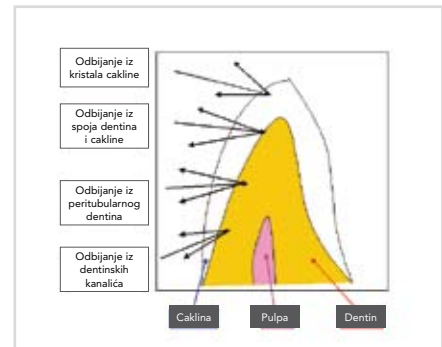
7.5 Kameleonska svojstva

KALORE pruža izvrsna kameleonska svojstva zbog različitih spojeva unutar materijala. Oni dovode do optičkih svojstava i odbijanja svjetlosti sličnih zubnom tkivu (Slika 32) te omogućuju jednoboje i višebojne ispune izvrsne estetike (Slika 33).

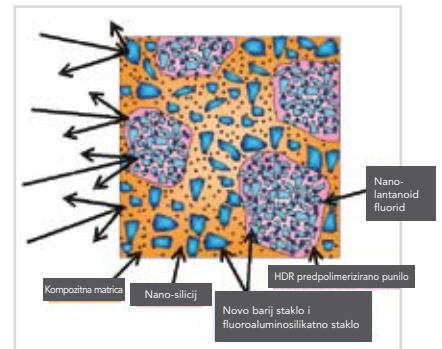
Slika 32a. Difuzno odbijanje svjetlosti kod materijala KALORE u usporedbi s prirodnim zubima i hibridnim kompozitima.



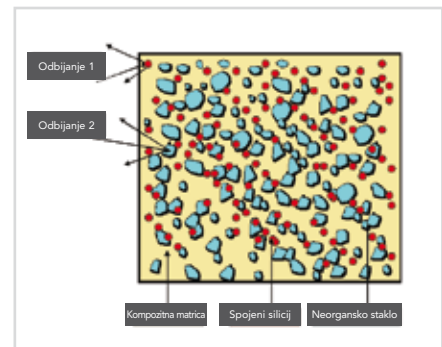
Slika 32b. Odbijanje svjetlosti kod prirodnog zuba.



Slika 32c. Odbijanje svjetlosti i elementi materijala KALORE.



Slika 32d. Odbijanje svjetlosti kod hibridnih kompozita.



Slika 33. Ispun klase V izrađen samo univerzalnom bojom A2. Uz dozvolu dr. Wayne Okuda



Uvjerite se u izvrsna kameleonska svojstva KALORE.



7.6 Vodič za boje

KALORE boje povezane su s Vita®† Classical vodičem za boje. Kod odabira odgovarajuće boje za KALORE, najreprezentativniji dio ovog vodiča su osnovne boje (body). Međutim, nekoliko translucenčnih boja se individualno izrađuje te zahtijevaju korištenje KALORE vodiča za boje. Uzorci individualnih boja povećavaju se u debljini kako bi stomatolog mogao ocijeniti utjecaj debljine kompozitnog sloja na boju (Slika 34).

Slika 34. KALORE vodič za boje



7.7 Odabir boje za postojeće i nove korisnike

Novi korisnici GC kompozitnih materijala

U 90% slučajeva dovoljna je univerzalna boja.

U 10% slučajeva za optimalnu estetiku potrebna je kombinacija univerzalnih, opaknih i/ili translucenčnih boja. Tablica 6 prikazuje kombinaciju KALORE kompozitnih boja („načelo bojanja prema brojevima“) koje se mogu koristiti za ispune, a tablica 7 prikazuje boje vezane uz doba koje se mogu koristiti.

Tablica 6. Izrada ispuna s 3 ili 4 boje.

# Boje	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
1. Opakna	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	AO2	AO4	AO4	OBW	OXBW
2. Univerzalna	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
3. Translucenčna	WT	WT	DT	DT	DT	WT	WT	DT	DT	DT	WT	DT	DT	WT	WT
4. Incizalni rub	CT	NT	NT	NT	GT	CT	NT	NT	NT	GT	CT	CVT	CVT	CT	CT

Tablica 7. Izrada ispuna sukladno dobi

	Djeca	Odrasli	Stariji
Translucenčna (caklina)	WT	DT	GT
Translucenčna (incizalni rub)	WT	NT	CT

Postojeći korisnici GC kompozitnih materijala

Donja tablica prikazuje paletu boja za kompozitne materijale raspoloživu putem GC America.

Tablica 8a. Standardne / univerzalne boje.

	Standardne / univerzalne boje																				
	A1	A2	A3	A3.5	A4	A5	B1	B2	B3	B4	C1	C2	C3	C4	D2	D3	D4	BW	XBW	CV	CVD
VITA®†	X	X	X	X	X	-	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	-	-	-	-
GRADIA DIRECT A	X	X	X	X	X	-	X	X	X	-	-	-	X	-	-	-	-	X	X	X	X
GRADIA DIRECT P	X	X	X	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
GRADIA DIRECT X	X	X	X	X	-	-	X	X	-	-	-	X	-	-	X	-	-	X	X	-	-
KALORE	X	X	X	X	X	-	X	X	X	-	-	X	X	-	X	-	-	X	X	X	X

Tablica 8b. Posebne unutarnje / opakne boje.

	Posebne unutarnje / opakne boje																				
	A1	A2	A3	A3.5	A4	A5	B1	B2	B3	B4	C1	C2	C3	C4	D2	D3	D4	BW	XBW	CV	CVD
VITA®†	X	X	X	X	X	-	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	-	-	-	-
GRADIA DIRECT A	-	X	X	-	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
GRADIA DIRECT P	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
GRADIA DIRECT X	-	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
KALORE	-	X	X	-	X	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	X	X	-	-

Tablica 8c. Posebne vanjske / translucentne boje.

	Posebne vanjske / translucentne boje							
	CT	NT	DT	WT	GT	CVT	AT	
VITA®†	-	-	-	-	-	-	-	
GRADIA DIRECT A	X	X	X	X	X	X	-	
GRADIA DIRECT P	-	X	-	X	-	-	-	
GRADIA DIRECT X	-	-	-	X	-	-	-	
KALORE	X	X	X	X	X	X	-	



Glavne razlike između GC KALORE i GRADIA DIRECT boja

- Promjene u terminologiji:
 - Standardne boje u odnosu na univerzalne boje
 - Unutarnje specijalne u odnosu na opakne boje
 - Vanjske specijalne u odnosu na translucetne boje
- Promjene u bojama za bijeljenje
 - KALORE boje OBW i OXBW su iste kao GRADIA DIRECT BW i XBW boje
 - KALORE BW i XBW su nove univerzalne boje za bijeljenje bez odgovarajuće GRADIA DIRECT boje
- Promjena kod C2 i D2
 - KALORE C2 i D2 boje imaju translucenciju sličnu drugim univerzalnim bojama. GRADIA DIRECT X boje C2 i D2 su translucetnije
- Promjena kod NT i CT
 - KALORE CT i NT boje su nešto manje translucetnije od CT i NT GRADIA DIRECT boja

8.0 Podaci o citotoksičnosti

KALORE je strogo testiran vezano uz toksičnost novog monomera (DX-511) provođenjem nekoliko testova na temelju ISO7405 i 10993. Svi rezultati testiranja bili su negativni za toksičnost.

Tablica 9. Rezultati testova citotoksičnosti za KALORE.

Uzorak za ispitivanje	Metoda	Rezultat
Test citotoksičnosti	Difuzija u agaru	Negativna
Test senzibilizacije	Maksimizacija	Negativna
Iritacija ili intrakutana reaktivnost	Iritacija oralne sluznice	Negativna
Subkronična sistemska toksičnost		Negativna
Genotoksičnost	Ames, test mišjeg limfoma	Negativna
Lokalni učinci nakon postavljanja	1 mjesec, 6 mjeseci	Negativna

9.0 Klinička istraživanja

Postoperativna osjetljivost i ostali klinički parametri ispuna klase II izrađenih iz kompozita KALORE nakon jedne godine kliničke uporabe.

Ferrari M, Cagidiaco MC, Chazine, Paragliola R, Grandini S. Sveučilište u Sieni, Italija.

Svrha: Cilj ovog kliničkog istraživanja bio je ocijeniti postoperativnu osjetljivost i kliničke rezultate ispuna klase II izrađenih iz kompozita KALORE u kombinaciji s G-BOND™.

Materijali i metode: Odabrani su pacijenti koji su trebali jedan ili dva ispuna. Izrađeno je ukupno 40 ispuna. Adhezivni postupci provedeni su sukladno uputama proizvođača. Prije nanošenja materijala za spajanje, izmjerena je bolnost pomoću jednostavne skale boli na temelju reakcije. Ispitivala su se reakcije na nanošenje zraka iz puhaljke u trajanju od jedne sekunde (pri 40-65 psi i otprilike 20°C), usmjerenog okomito na površinu korijena na udaljenosti od 2 cm, kao i na osjet pri uporabi oštrem sonde br. 5. Ispune je izradio isti stomatolog, dok je kliničku ocjenu tijekom kontrolnih posjeta izradio drugi stomatolog (dvoslijepi pristup). Ispuni su ocijenjeni odmah nakon postavljanja te prvog i sedmog dana, zatim nakon 1 i 12 mjeseci, s obzirom na postoperativnu osjetljivost, rubne diskoloracije, rubnu nepropusnost, sekundarni karijes, održavanje aproksimalnih dodira i lomove. Drugi ocijenjeni klinički parametri bili su vitalnost i retencija.

Rezultati: Tri preparacije pokazale su umjerenu osjetljivost u bazi prije postavljanja ispuna (Tablica 10). Postoperativna osjetljivost progresivno se smanjivala kroz vrijeme te je potpuno nestala do kontrole nakon jedne godine. Nakon jedne godine, samo su dva ispuna imala rubne diskoloracije (1 alfa, 1 beta rezultat).

Zaključak: Kombinacija materijala G-BOND i KALORE nije uzrokovala postoperativnu osjetljivost jednu godinu nakon postavljanja.

Tablica 10: Kriteriji svojstava prema Rygeu. Za postoperativnu osjetljivost određena je prosječna vrijednost i standardna devijacija (1 = najniža osjetljivost, 10 = najviša osjetljivost).

Kriteriji testiranja i broj ocijenjenih ispuna pri kontroli nakon jedne godine		G-BOND i KALORE [n=40]			
		alpha	Bravo	charlie	delta
Rubne diskoloracije i nepropusnost	38	1	1	0	0
Sekundarni karijes	40	0	0	0	0
Test vitalnosti	40	0	0	0	0
Aproksimalni dodiri	40	0	0	0	0
Retencija	40	0	0	0	0
Lom	40	0	0	0	00
Postoperativna osjetljivost		Ne	Da	Prosjek	Standardna devijacija
	40	40	0	0	0



10.0 Literatura

- 1-year evaluation of Class II made with "KALORE" resin composite. M. Ferrari, M. Cagidiaco, M. Chazine, R. Paragliola and S. Grandini. EADR 2009, abstract 010.
- Polymerization Shrinkage Ratio and Force of Various Resin Composites. F. Fusejima, S. Kaga, T. Kumagai and T. Sakuma. EADR 2009, abstract 0292.
- Polymerization Shrinkage Ratio of Various Resin Composites. S. Kaga, F. Fusejima, T. Kumagai, T. Sakuma. IADR 2009, abstract 2441.
- Vertical and Horizontal Setting Shrinkages in Composite Restorations. M. Irie, Y. Tamada, Y. Maruo, G. Nishigawa, M. Oka, S. Minagi, K. Suzuki, D. Watts. IADR 2009, abstract 2443.
- Esthetic Restorative Treatment Options for the Broken Anterior Ceramic Restoration. Wynn Okuda. Inside Dentistry, February 2009.
- Reality Now, June 2009 Number 207.
- A Comparison of Advanced Resin Monomer Technologies. Douglas A. Terry, Karl F. Leinfelder, Markus B. Blatz. Dentistry Today, July 2009.
- GC America Offers Cutting-Edge Nanocomposite. Compendium, July/August 2009.
- Achieving Excellence Using an Advanced Biomaterial, Part 1. Douglas A. Terry, Karl F. Leinfelder, Markus B. Blatz. Dentistry Today, August 2009.
- Creating Lifelike Aesthetics Using Direct Composites. Frank Milnar. Dentistry Today, August 2009.

11.0 Podaci za narudžbu

KALORE je raspoloživ u 26 boja: 15 univerzalnih (šifra boje na poklopcu uložka / oznaka štrcaljke: zelena), 5 opaknih (šifra boje na poklopcu uložka / oznaka štrcaljke: ljubičasta) i 6 translucenčnih (šifra boje na poklopcu uložka / oznaka štrcaljke: siva).

Pakiranja: Probni komplet: uložak - A1 (20), A2 (20) i BW (10) (0.3 g / 0.16 ml po uložku).
Po jedna štrcaljka: A1, A2 i BW. (4 g / 2.0 ml po štrcaljki).
Nadopuna uložaka: po 10 i 20 (0.3 g / 0.16 ml po uložku) i nadopuna štrcaljki
- po 1 (4 g / 2.0 ml po štrcaljki).

Probni kompleti		
Štrcaljka SKU#	Uložak SKU#	Boja
003624	003569 (10 count)	A1, A2 & BW (Bleaching White)
Probni kompleti		
Štrcaljka SKU#	Uložak SKU#	Boja
003572	003598 (10 count)	AO2
003573	003599 (10 count)	AO3
003574	003600 (10 count)	AO4
003575	003601 (10 count)	OBW (Opaque Bleaching White)
003576	003602 (10 count)	OXBW (Opaque Extra Bleaching White)
Nadopuna za translucenčne boje		
Štrcaljka SKU#	Uložak SKU#	Boja
	003607 (10 count)	WT (White Translucent)
003593	003608 (10 count)	DT (Dark Translucent)
003594	003609 (10 count)	CT (Clear Translucent)
003595	003610 (10 count)	NT (Natural Translucent)
003596	003611 (10 count)	GT (Gray Translucent)
003597	003612 (10 count)	CVT (Cervical Translucent)

Nadopuna za univerzalne boje		
Štrcaljka SKU#	Uložak SKU#	Boja
003577	003613 (20 count)	A1
003578	003614 (20 count)	A2
003579	003615 (20 count)	A3
003580	003616 (20 count)	A3.5
003581	003617 (20 count)	A4
003582	003618 (20 count)	B1
003583	003619 (20 count)	B2
003584	003620 (20 count)	B3
003585	003621 (20 count)	C2
003586	003622 (20 count)	C3
003587	003623 (20 count)	D2
003588	003603 (10 count)	CV (B5: Cervical)
003589	003604 (10 count)	CVD (B7: Cervical Dark)
003590	003605 (10 count)	BW (Bleaching White)
003591	003606 (10 count)	XBW (Extra Bleaching White)

12.0 Upute za uporabu

GC KALORE

SVJETLOSNO-POLIMERIZIRAJUĆI RENDGENSKI VIDLJIVI UNIVERZALNI KOMPOZIT ZA ISPUNE

Samo za stručnu stomatološku uporabu u preporučenim indikacijama

PREPORUČENE INDIKACIJE

1. Direktni ispuni kaviteta klase I, II, III, IV, V.
2. Direktni ispuni za klinasta oštećenja i kavitete površine korijena.
3. Direktna izrada faseta i zatvaranje dijastema.

KONTRAINDIKACIJE

1. Prekrivanje pulpe.
2. U rijetkim slučajevima ovaj proizvod može izazvati osjetljivost. U slučaju takvih reakcija valja prekinuti uporabu proizvoda i obratiti se liječniku.

UPUTE ZA UPORABU

1. Odabir boje

Zub očistiti plovucom i vodom. Odabir boje valja izvršiti prije izoliranja. Odabrati odgovarajuće boje na temelju KALORE vodiča za boje ili vodiča za višebojno slojevanje.

2. Preparacija kaviteta

Kavitet preparirati standardnim tehnikama.

Osušiti blagim puhanjem bezuljnog zraka.

Važno: Za prekrivanje pulpe koristiti kalcij hidroksid.



Fig. 1

3. Spajanje

Za spajanje materijala KALORE za caklinu i/ili dentin, valja koristiti svjetlosnopolimerizirajući sustav za spajanje kao što su GC Fuji BOND™ LC, UniFil® Bond ili G-BOND™ (Slika 1). Pridržavati se uputa proizvođača.



Fig. 2

4. Postavljanje materijala KALORE

1) Doziranje iz uložka

KALORE uložak postaviti u odgovarajući aplikator.

(Preporuča se Centrix aplikator.) Pridržavati se uputa za uporabu proizvođača aplikatora. Odstraniti poklopac i materijal istisnuti direktno u preparirani kavitet. Koristiti stalni pritisak (Slika 2).



Fig. 3

2) Doziranje iz štrcaljke

Odstraniti poklopac štrcaljke i dozirati materijal na podlogu za miješanje. Materijal postaviti u kavitet odgovarajućim instrumentom. Nakon doziranja klip štrcaljke odvinuti u smjeru obrnutom od kazaljke na satu za pola do cijelog okretaja kako bi se oslobodio preostali pritisak u štrcaljki. Poklopiti odmah nakon uporabe.

Važno:

1. Materijal se može nanositi u sloju jedne boje kod izrade estetskih ispuna pomoću univerzalnih boja. Detaljniji podaci navedeni su u kliničkim savjetima.
2. Materijal izvađen iz hladnjaka može biti teško istisnuti. Prije uporabe treba ga ostaviti stajati nekoliko minuta na sobnoj temperaturi.
3. Nakon doziranja izbjegavati izloženost okolnom svjetlu. Okolno svjetlo može skratiti vrijeme rukovanja.

KLINIČKI SAVJETI

a. Mali kaviteti

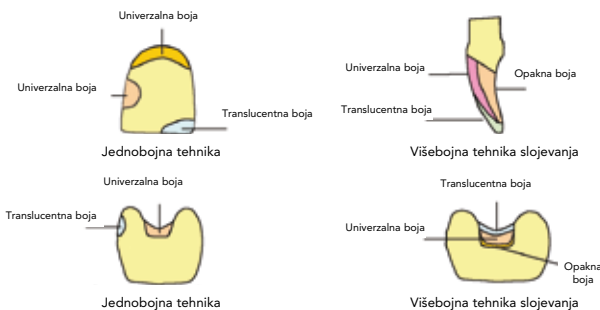
Ispun izraditi jednobojnom tehnikom. U većini slučajeva dovoljna je uporaba jedne univerzalne boje. U slučajevima kada je potreban viši stupanj translucencije, može se odabrati jedna od translucenčnih boja.

b. Kod velikih i/ili dubokih kaviteta

U većini slučajeva višebojna tehnika slojevanja pružit će najbolji estetski rezultat. Za sprječavanje prosijavanja kroz usnu šupljinu ili za maskiranje diskoloriranog dentina, potrebno je odabrati odgovarajuću opaknu boju te nastaviti slojevati univerzalnom bojom. Za optimalnu estetiku valja koristiti translucenčnu boju kao završni sloj kompozita. Kod dubokih stražnjih kaviteta može se koristiti tekući kompozit poput GRADIA DIRECT Flo / LoFlo ili staklenoionomerni cement poput GC Fuji LINING™ LC (Paste Pak) ili GC Fuji IX™ GP na dnu kaviteta umjesto opakne boje.

Više informacija potražiti u primjerima kliničke uporabe i/ili tablici kombinacije boje.

PRIMJERI KLINIČKE UPORABE (KLINIČKI SAVJETI):



KALORE TABLICA KOMBINACIJE BOJA ZA VIŠESTRUKI SLOJEVE U DUBOKIM I/ILI VELIKIM KAVITETIMA

	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
Opakna boja	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	OBW	AO2	AO3	AO3	AO4	AO2	AO4	AO4	OBW	OBW
Univerzalna boja	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	C2	C3	D2	CV	CVD	BW	XBW
Translucenčna boja (caklina)	WT	WT	DT	DT	DT	WT	WT	DT	DT	DT	WT	DT	DT	WT	WT

Detaljne informacije o bojama potražiti u sljedećem poglavlju "Boje".

5. Oblikovanje prije svjetlosne polimerizacije

Oblikovati standardnim tehnikama.

6. Polimerizacija svjetlom

KALORE polimerizirati uređajem za svjetlosnu polimerizaciju (Slika 3). Vodicu svjetla držati što bliže površini.

Vrijeme osvjetljavanja i učinkovita dubina stvrdnjavanja navedeni su u sljedećoj tablici.

Vrijeme osvjetljavanja:	Plazma lučno svjetlo (2000mW/cm ²) G-Light™ (1200mW/cm ²) Halogeno / LED svjetlo (700mW/cm ²)	3 sek. 10 sek. 20 sek.	6 sek. 20 sek. 40 sek.
Boja:			
CT, NT, WT, GT, CVT		3.0 mm	3.5 mm
A1, A2, B1, B2, D2, C2, XBW, BW, DT		2.5 mm	3.0 mm
A3, B3, A3.5		2.0 mm	3.0 mm
A4, C3, AO2, AO3, AO4, CV, CVD, OBW, OXBW		1.5 mm	2.5 mm



Važno:

1. Materijal treba postavljati i polimerizirati u slojevima. Maksimalna debljina sloja navedena je u gornjoj tablici.
2. Niži intenzitet svjetla može uzrokovati nedovoljno stvrdnjavanje ili diskoloracije materijala.

7. Završna obrada i poliranje

Završno obraditi i polirati dijamantnim svrdlima te vrhovima i diskovima za poliranje. Za postizanje visokog sjaja mogu se koristiti paste za poliranje.

BOJE

26 boja

15 univerzalnih boja (šifra boje na poklopcu uloška / oznaka štrcaljke: zelena)

XBW (ekstra bijela za bijeljenje), BW (bijela za bijeljenje), A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, C3, D2, CV (B5: cervikalna), CVD (B7: cervikalna tamna)

5 opaknih boja (šifra boje na poklopcu uloška / oznaka štrcaljke: ljubičasta)

AO2, AO3, AO4, OBW (opakna bijela za bijeljenje), OXBW (opakna ekstra bijela za bijeljenje)

6 translucenčnih boja (šifra boje na poklopcu uloška / oznaka štrcaljke: siva)

WT (bijela translucenčna), DT (tamna translucenčna), CT (prozirna translucenčna), NT (prirodna translucenčna), GT (siva translucenčna), CVT (cervikalna translucenčna)

Važno: A, B, C, D boje temelje se na Vita® bojama.

ČUVANJE

Čuvati na hladnom i tamnom mjestu (4-25°C) daleko od visokih temperatura ili direktne sunčeve svjetlosti.

(Rok valjanosti: 3 godine od datuma proizvodnje)

PAKIRANJA

I. Ulošci

1. Nadopuna

a. Pakiranje od 20 uložaka (svaki u 11 boja) (0.16 ml po ulošku) A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, C3, D2

b. Pakiranje od 10 uložaka (svaki u 15 boja) (0.16 ml po ulošku) XBW, BW, CV, CVD, AO2, ZO3, ZO4, OBW, OXBW, WT, DT, CT, NT, GT, CVT

Važno: Težina po ulošku: 0.3 g

2. Opcija

a. Vodič za boje

b. Podloga za miješanje (br.14B)

II. Štrcaljke

1. Nadopuna

1 štrcaljka (26 boja) (2.0 ml po štrcaljki)

Važno: Težina po štrcaljki 4 g

2. Opcija

a. Vodič za boje

b. Podloga za miješanje (br.14B)

UPOZORENJE

1. U slučaju dodira s oralnim tkivom ili kožom, odmah odstraniti vatom ili spužvom namočenom u alkohol. Isprati vodom. Za izbjegavanje dodira može se koristiti koferdam i/ili kakao maslac za izolaciju radnog polja od kože ili oralnog tkiva.
2. U slučaju dodira s očima, odmah isprati vodom te potražiti liječnika.
3. Izbjegavati gutanje materijala.
4. Nositi plastične ili gumene rukavice tijekom rada kako bi se izbjegao direktan dodir sa zrakom inhibirajućim slojevima kompozita i time spriječila moguća osjetljivost.
5. Iz razloga kontrole infekcije, ulošci su samo za jednokratnu uporabu.
6. Tijekom svjetlosne polimerizacije nositi zaštitne naočale.
7. Kod poliranja polimeriziranog materijala koristiti skupljač prašine te nositi masku za prašinu za izbjegavanje udisanja prašine pri rezanju.
8. Ne miješati s drugim sličnim proizvodima.
9. Izbjegavati dodir materijala s odjećom.
10. U slučaju dodira s neplaniranim područjima zuba ili protetskih naprava, materijal valja odstraniti instrumentom, spužvom ili komadom vate prije svjetlosne polimerizacije.
11. KALORE ne koristiti u kombinaciji s materijalima koji sadrže eugenol, budući da eugenol može spriječiti stvrdnjavanje materijala KALORE.

Datum zadnje revizije upute: 5/2009

CE0086

MANUFACTURED BY
GC DENTAL PRODUCTS CORP.

2-285 Toriimatsu-cho, Kasugai, Aichi 486-0844, Japan

DISTRIBUTED BY

GC CORPORATION

76-1 Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8585, Japan

GC EUROPE N.V.

Researchpark Haasrode-Leuven 1240, Interleuvenlaan 33, B-3001

Leuven, Belgium

TEL: +32. 16. 74. 10. 00

GC AMERICA INC.

3737 West 127th Street, Alsip, IL 60803 U.S.A.

TEL: +1-708-597-0900.

GC ASIA DENTAL PTE. LTD.

19 Loyang Way, #06-27 Singapore 508724

TEL: +65 6546 7588



13.0 Sažetak

KALORE je moderni direktni kompozit namijenjen za direktne prednje i stražnje ispune. Uključenje vlasnički zaštićenog monomera DX-511 omogućilo je optimiranje fizičkih svojstava kompozita.

KALORE nudi smanjeno polimerizacijsko kontrahiranje i naprezanje pri polimerizaciji. U laboratorijskom testiranju KALORE je pokazao najniže naprezanje pri polimerizaciji među svim testiranim kompozitima. Nadalje, ovaj inventivni direktni kompozit nudi izvrsno rukovanje, radno vrijeme i dubinu stvrdnjavanja. Također nudi visoku postojanost, otpornost na trošenje i mogućnost poliranja.

KALORE omogućuje stomatologu optimiranje estetike za direktne kompozitne ispune. Raspoloživost univerzalnih, opaknih i translucenčnih boja omogućuje ispun kaviteta jednojnom ili višebojnom tehnikom slojevanja, dok se mogu nabaviti i posebne boje za optimiranje estetike u slučajevima povećane translucencije, tamne ili izbljedjele cakline.

KALORE omogućuje direktne kompozitne ispune izvrsne estetike, kao i s izvrsnim mehaničkim i fizičkim svojstvima.

14.0 Dodatak

Utjecaj novog DuPontovog monomera (DX-511) na trajnost materijala GC KALORE.

GC Corporation Istraživanje i razvoj, svibanj 2009.

Uvod

Tijekom polimerizacije kompozita, kompozitna matrica smanjuje se u volumenu, a čestice zadržavaju predpolimerizirani volumen. To dovodi do naprezanja na spoju punila i kompozitne matrice. To naprezanje ostaje u stvrdnutom kompozitu te može uzrokovati potrebu brze zamjene ispuna, budući da će se čestice izgubiti s matrice. Za smanjenje naprezanja pri polimerizaciji na spoju punilo/matrica, potrebne su niže razine polimerizacijskog kontrahiranja.

Tablica 1. Sastav materijala KALORE i KALORE bez DuPont monomera

Sastav monomera	
KALORE	KALORE bez DuPont monomera
UDMA	UDMA
Dimetakrilat	Dimetakrilat
DX-511 (nisko kontrahirajući monomer)	70.4 (4.1)
Veličina punila i čestica (jednaka za KALORE i KALORE bez DuPont monomera)	
Fluoroaluminosilikatno staklo (silanizirano) 700 nm	
Stroncij staklo (silanizirano) 700 nm	
Predpolimerizirano punilo (s obradom površine) 17 µm	
Silikon dioksid (silanizirano) 16 nm	

Nedavno je GC Corporation licencirala novi niskokontrahirajući monomer DX-511 tvrtke DuPont. DX-511 smanjuje volumensko kontrahiranje kompozitne matrice te bi sukladno tome trebala svesti na minimum stvaranje naprezanja na spoju punilo/matrica te gubitak čestica iz kompozitne matrice. Za potvrdu hipoteze izrađeni su uzorci kompozita sa (KALORE) i bez (KALORE bez DuPont monomera) niskokontrahirajućeg monomera. Oba su materijala izrađena s istim punilima, s istom veličinom punila, distribucijom i obradom (Tablica 1).



Na oba kompleta uzoraka provedena su sljedeća testiranja kako bi se potvrdili izvrsni rezultati materijala KALORE te zadržavanje čestica punila u materijalu KALORE u matrici:

1. Test naprezanja pri kontrahiranju
2. Test otpornosti na trošenje između tri tijela
3. Kombinirani test zadržavanja sjaja/površinske hrapavosti

Materijali i metode

1. Test naprezanja pri kontrahiranju

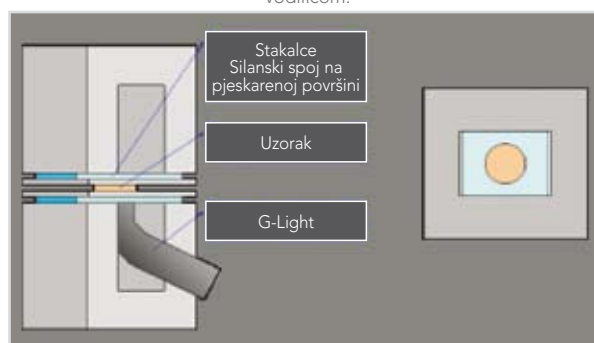
Naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju mjereno je interno pomoću univerzalnog testnog uređaja EZ-S (Shimadzu) s individualno izrađenom vodicom. Dva stakalca prethodno su obrađena pjeskarenjem i silanskim sredstvom za spajanje te zatim pričvršćena na gornju i donju vodicu. Uzorak kompozita (1.66 ml) postavljen je na donje stakalce te pritisnut spuštanjem gornjeg stakalca na razinu do razmaka od 4 mm između gornjeg i donjeg stakalca. Uzorak je polimeriziran u trajanju od 40 sekundi s donje strane G-Light 11 mm svjetlovodnim vlaknom, a zatim je polimeriziran 20 sekundi odozgo. Naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju mjereno je 20 minuta te je najviša postignuta vrijednost zabilježena kao naprezanje pri kontrahiranju.

2. Otpornost na trošenje između tri tijela

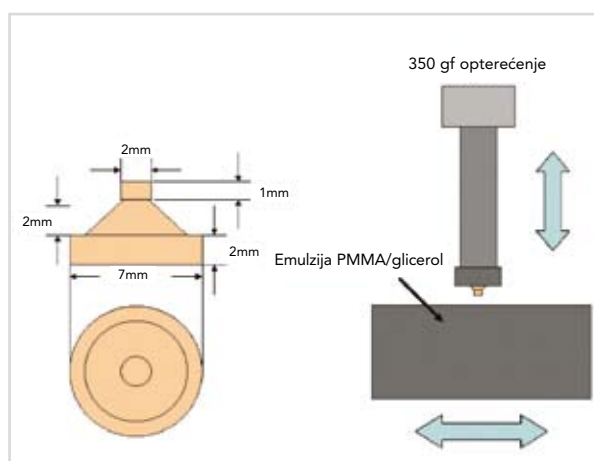
Za interno mjerenje otpornosti na trošenje između tri tijela, pripremljeni su uzorci kompozita te pomicali gore-dolje duž 5 cm pravca brzinom od 30 poteza u minuti. Držani su u indirektnom dodiru s akrilnom pločom pod opterećenjem od 350 gf (3.43 N) te je istodobno držač uzoraka klizao vodoravno duž 2 cm pravca brzinom od 30 poteza u minuti. Mješavina PMMA i glicerola (1:1 volumen) koristila se kao međuabraziv. Nakon 100.000 ciklusa (jedno cijelo bočno i okomito kretanje definira se kao jedan ciklus), trošenje materijala ocijenjeno je mjerenjem gubitka visine.

Nakon testa uzorci kompozita obrađeni su za prikaz skenirajućim elektronskim mikroskopom (SEM).

Slika 1. Univerzalni uređaj za testiranje EZ-S (Shimadzu) s individualnom vodicom.

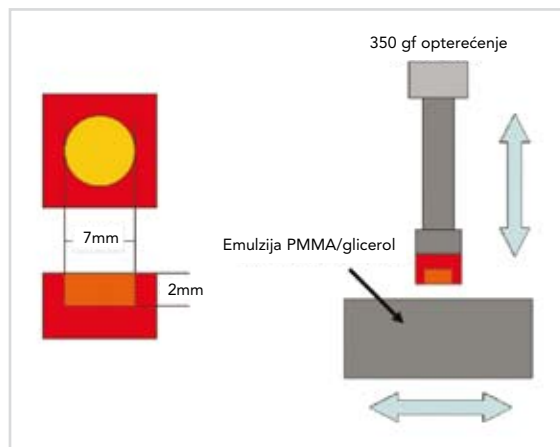


Slika 2. Otpornost na trošenje između tri tijela.



3. Kombinirani test zadržavanja sjaja/površinske hrapavosti
 U akrilnom kalupu pripremljeni su kombinirani uzorci kompozita za testiranje zadržavanja sjaja/površinske napetosti te su njihove površine polirane brusnim papirom veličine čestica #80, #180, #320, #600, #1000, #1500 i #2000, a nakon toga završno su polirani puferom i aluminij oksidom veličine čestica 1 μm . Nakon mjerenja stupnja površinskog sjaja, uzorci su pomicali gore-dolje duž 4 cm pravca pri brzini od 30 poteza u minuti te su držani u indirektnom dodiru s akrilnom pločom pod opterećenjem od 350 gf. Istodobno je držač uzoraka klizao vodoravno duž 2 cm pravca brzinom od 30 poteza u minuti. Mješavina PMMA i glicerola (1:1 volumen) koristila se kao među-abraziv. Nakon 100.000 ciklusa (jedno cijelo bočno i okomito kretanje definira se kao jedan ciklus, a ciklus od 100.000 odgovara između dvije do deset godina trošenja), mjeren je površinski sjaj. Nakon toga uzorci kompozita obrađeni su za prikaz skenirajućim elektronskim mikroskopom (SEM). Pored toga, uzorci kompozita skenirani su konfokalnim laserskim mikroskopom (CLSM) kako bi se omogućio pristup površinskoj hrapavosti (R_a) prije i nakon testa zadržavanja poliranja.

Slika 3. Kombinirani test zadržavanja sjaja/površinske hrapavosti.



Rezultati i rasprava

Rezultati mjerenja naprezanja pri kontrahiranju, trošenja, zadržavanja poliranja te površinske hrapavosti prikazani su u Tablici 2.

Tablica 2. Rezultati testa naprezanja pri kontrahiranju, trošenja i površinskog sjaja.

		KALORE	KALORE bez DuPont monomera
Naprezanje pri kontrahiranju (N)		8.3	9.5
Test trošenja (μm)		15.9 (2.3)	16.3 (5.9)
Površinski sjaj (%)	Nakon poliranja	80.1 (4.2)	76.0 (4.5)
	Nakon poliranja	78.2 (4.8)	70.4 (4.1)
Površinska hrapavost (R_a) (μm)	Nakon poliranja	0.019 (0.001)	0.047 (0.008)
	Nakon poliranja	0.027 (0.004)	0.059 (0.011)

Rezultati naprezanja pri kontrahiranju

Naprezanje pri kontrahiranju materijala KALORE iznosilo je 8,3 N, što je 12% manje od naprezanja pri kontrahiranju materijala KALORE bez DuPont monomera, koje je iznosilo 9,5 N. Ovaj je test potvrdio da uključivanje novog niskokontraahirajućeg monomera (DX-511) smanjuje naprezanje pri kontrahiranju.



Rezultati testa trošenja

Podaci o trošenju bili su slični za oba testirana kompozitna materijala, usprkos činjenici da su se čestice stakla i predpolimeriziranog punila u materijalu KALORE bez DuPontove matrice odvojile uslijed sila kontrahiranja. To se može objasniti zaštitnim djelovanjem inovativnih i novo razvijenih predpolimeriziranih punila koji su visoko opterećeni staklenim punilom veličine čestica 400 nm te toplinski stvrdnjavani. Relativno visok udjel predpolimeriziranih punila učinkovito štiti kompozit od trošenja između tri tijela.

Slika 4. SEM prikazi materijala KALORE bez DuPontove matrice.



KALORE x2000 nakon 100.000 ciklusa.
Vidljiv je stalni spoj između predpolimeriziranih punila i kompozitne matrice.



KALORE bez DuPontove matrice x2000 nakon 100.000 ciklusa.
Vidljiv je razmak na spoju između predpolimeriziranih punila i kompozitne matrice. Praznine su također vidljive na mjestima izgubljenih punila.



KALORE bez DuPontove matrice x2000 nakon 100.000 ciklusa.
Vidljiv je gubitak predpolimeriziranih punila i čestica stakla iz kompozitne matrice.

U drugom je testiranju otpornost na trošenje materijala KALORE uspoređena s nekoliko drugih kompozitnih materijala. Podaci o otpornosti na trošenje kao i SEM prikazi potvrdili su da materijali s višim naprezanjem pri kontrahiranju pokazuju veći gubitak čestica iz matrice, što uzrokuje veće trošenje.

Tablica 3. Trošenje između tri tijela i naprezanje pri kontrahiranju.

		Trošenje između tri tijela (μm) (SD)	Naprezanje pri kontrahiranju (N)
Estelite Quick \dagger , Tokuyama	Predpolimerizirani	Sample broken	10.0
Grandio \dagger , Voco	Hibridni	30.2 (9.0)	11.9
Clearfil Majesty Esthetic \dagger , Kuraray	Predpolimerizirani	Sample broken	9.6
KALORE, GC	Predpolimerizirani	15.9 (2.4)	8.3

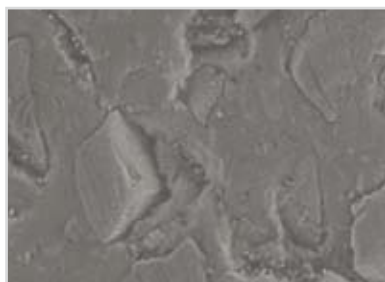
Slika 5. SEM prikazi drugih kompozitnih materijala.



Estelite Quick \dagger x1000 nakon 100.000 ciklusa.
Vidljivo je da spoj između predpolimeriziranih punila i kompozitne matrice nije više stalan te da punila više nisu sastavni dio matrice.



Grandio \dagger x5000 nakon 100.000 ciklusa.
Vidljiv je razmak na spoju između staklenih punila i kompozitne matrice. Praznine su također vidljive na mjestima izgubljenih punila.



Clearfil majesty esthetic \dagger x1000 nakon 100.000 ciklusa.
Vidljiv je gubitak predpolimeriziranih punila i razmavi na spoju čestice i kompozitne matrice.



Rezultati kombiniranog testiranja zadržavanja sjaja i površinske hrapavosti

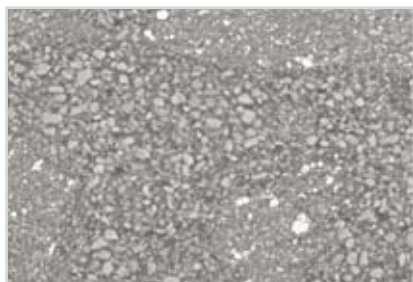
Početni površinski sjaj materijala KALORE bez DuPontovog monomera bio je niži nego za KALORE, a hrapavost površine bila je viša. Budući da je jedina razlika između dva sastava bila količina preostalog naprezanja u matrici, zaključeno je da su lošija svojstva materijala KALORE bez DuPontovog monomera uzrokovana većim naprezanjem čestica s višim rizikom gubitka punila tijekom poliranja.

Nakon testa naprezanja nakon 100.000 ciklusa, KALORE formula imala je nešto smanjeni površinski sjaj te nešto povećanu površinsku hrapavost (Ra). Iz SEM prikaza bilo je vidljivo da su predpolimerizirana punila te staklena punila ostala usko prilagođena kompozitnoj matrici. CLSM prikazi pokazali su da je površina materijala KALORE ostala glatka, iako blago ohrapavjela.

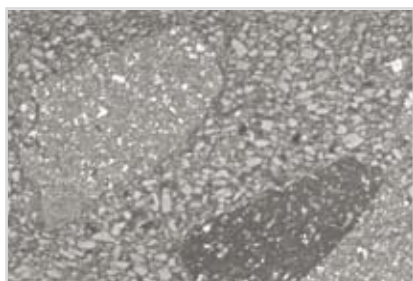
Suprotno tome, kod materijala KALORE bez DuPont monomera utvrđeno je 8% smanjenja površinskog sjaja te 25% povećanja površinske hrapavosti u istim uvjetima testiranja. Nadalje, SEM prikazi pokazali su da su predpolimerizirana punila te staklena punila odvojena iz kompozitne matrice te su CLSM slike pokazivale hrapavu površinu.

Iz navedenih rezultata može se zaključiti da formulacija KALORE može pružiti dugotrajnu glatkoću površine i površinski sjaj.

Slika 6. SEM prikazi materijala KALORE sa i bez DuPontove matrice.



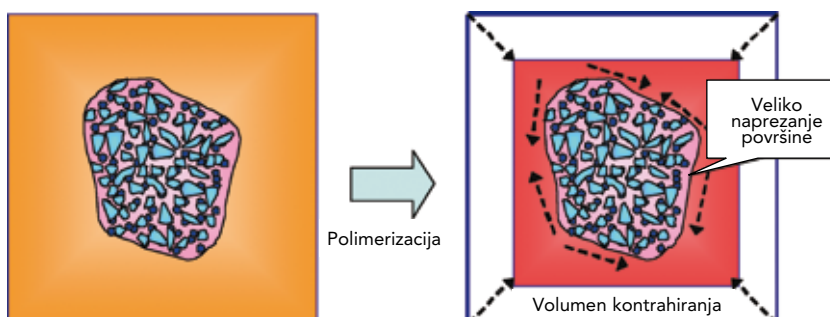
KALORE x2000 nakon 100.000 ciklusa.
Vidljiv je stalni spoj između predpolimeriziranih punila i kompozitne matrice.



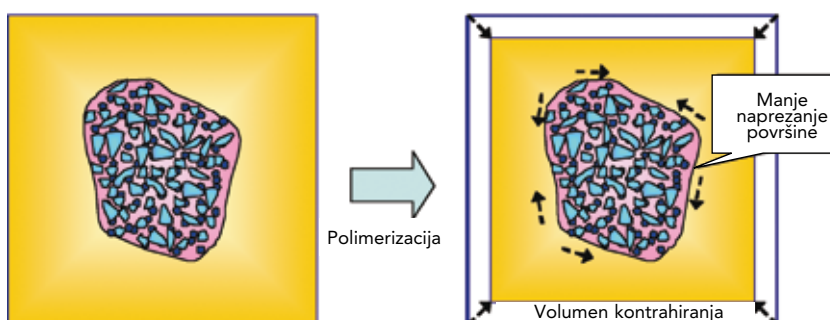
KALORE bez DuPontove matrice x2000 nakon 100.000 ciklusa
Vidljive su praznine uslijed gubitka punila iz kompozitne matrice.



Slika 9a. Naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju.



Slika 9b. Naprezanje pri polimerizacijskom kontrahiranju kod materijala KALORE.



Može se zaključiti da je DX-511, novi nisko kontrahirajući monomer, učinkovit za smanjenje naprezanja pri kontrahiranju, kako je pokazalo testiranje materijala KALORE. Smanjenje postojećeg naprezanja unutar kompozita pomaže održanju punila u matrici, osobito nakon primjene naprezanja na polimerizirani kompozit. Glatkoća površine, otpornost na trošenje te zadržavanje sjaja također su se pokazali izvrsnima kada je formuli kompozita dodan monomer DX-511.

Zaključak je da ova svojstva doprinose većoj trajnosti i postojanosti kompozitnih ispuna.

GC EUROPE N.V.
Head Office
Researchpark Haasrode-Leuven 1240
Interleuvenlaan 33
B - 3001 Leuven
Tel. +32.16.74.10.00
Fax. +32.16.40.48.32
info@gceurope.com
www.gceurope.com

GC EUROPE N.V.
GC EEO - Croatia
Miramarska 36
HR - 10000 Zagreb
Tel. +385.1.61.54.597
Fax. +385.1.61.54.597
croatia@eoo.gceurope.com
www.eoo.gceurope.com

