

# Klasifikacija dentinskih adheziva

## Classification of Dentin Bonding Agents

Jozo Šutalo  
Branka Ledić  
Sanja Huljev\*  
Ivica Anić

Zavod za bolesti zubi,  
Stomatološki fakultet  
Sveučilišta u Zagrebu  
\* Dom zdravlja  
»Novi Zagreb«

### Sažetak

*Dentinski adhezijski sustavi osiguravaju najpovoljnije uvjete svezivanja kompozitnih materijala na površinu tvrdih zubnih tkiva. Jetkanjem cakline ostvaruje se dobra mikromehanička sveza i visok stupanj fizičkog spajanja kompozitnih materijala i cakline. Svezivanje kompozita za dentin mnogo je teže ostvarivo zbog kemijske i biološke složenosti dentina. Razvili su se, stoga, brojni postupci i sredstva koja omogućavaju ostvarivanje kemijske sveze kompozita za organsku i anorgansku tvar dentina. Dentinski adhezijski sustavi razvijali su se kroz nekoliko generacija sa stalnim poboljšanjima glede čvrstoće sveze i rubnog zatvaranja.*

*U radu smo prikazali podjelu dentinskih adhezijskih sustava u četiri generacije spram fizičko-kemijskih osobina materijala.*

**Ključne riječi:** *dentin, caklina, dentinski adhezivi*

Acta Stomatologica Croatica  
1992; 26: 139-146

PREGLEDNI RAD

Primljeno: 30. ožujka 1992.

### Uvod

Učestalija primjena kompozitnih smola posljednjih godina nametnula je potrebu stalnog usavršavanja materijala i postupaka rada radi poboljšanja kvalitete ispuna (1).

Postupkom jetkanja cakline, koji je u praksu uveo Buonocore (1955.) (2), ostvaruje se dobra mikromehanička sveza i visok stupanj fizičkog spajanja kompozitnih materijala i cakline. Nasuprot tome, kemijska i biološka složenost dentina razlog je mnogo težeg svezivanja za dentin (3). Naime, dentin sadrži mnogo vode i organskih tvari (13% vode, 18% peptida, pretežno kolagena i 69% kalcijevih fosfata, najčešće u obliku apatita). Uz to, dentin ima i nižu površinsku energiju od cakline, jer je slobodna energija površine proporcionalna stupnju mine-

ralizacije tkiva, a obrnuto proporcionalna sadržaju organske tvari (4).

Zbog nepravilne orijentacije dentinskih kristala hidroksiapatita i niske otpornosti kolagena na vlak, nemoguće je ostvariti dobru mikromehaničku svezu s dentinom. Razvijeni su, stoga, brojni postupci i sredstva koja omogućavaju ostvarivanje kemijske sveze. Budući da se dentin sastoji od organske i anorganske tvari, nastoji se ostvariti kemijska sveza za organsku matricu kolagenom, a za anorgansku matricu kalcijem (5).

Veličina kristala hidroksiapatita iznosi 26 x 68 nm, dok su u dentinu znatno manji (25 x 50 nm). Time je u dentinu omogućena veća reaktivna površina zbog većeg broja raspoloživih kalcijevih iona. Svezivanje kompozita za dentin temelji se na kemijskim reakcijama s

različitim reakcijskim skupinama (-NH, -CONH, -OH, COOH) (6).

Dentinski adhezijski sustavi koriste se zbog osiguravanja najpovoljnijih uvjeta svezivanja kompozitnih materijala za površinu tvrdih zubnih tkiva. Dentinski adhezivi razvijani su kroz nekoliko generacija uz stalno poboljšanje glede čvrstoće sveze i rubnog zatvaranja.

## I. generacija

Dentinski adhezijski sustavi prve generacije povezuju kalcijeve ione dentinske površine s kompozitnim materijalom. U ovu skupinu dentinskih adheziva ubrajamo (6):

- dimetakrilat glicerofosforne kiseline,
- cijanoakrilate,
- adicijski spoj N-fenil-glicin glicidil-metakrilat (NPG'GMA) (gdje NPG-GMA ostvaruje adheziju).

Navedeni materijali pokazuju slabu adhezivsku čvrstoću sveze i isti stupanj rubnog propuštanja kao i klasične nepunjene smole. Uz to, razvija se intraoralna hidroliza dimetakrilata glicerofosforne kiseline, nedovoljna polimerizacija cijanoakrilata, te nestabilnost NPG-GMA u otopini (7).

Komercijalne preparate prve generacije, zbog navedenih nedostataka, danas više ne nalazimo na tržištu.

## II. generacija

Početakom 80-ih godina razvila se nova generacija adhezijskih sustava koji ostvaruju kemijsku svezu za zaostatni sloj (engl. smear layer) (u daljnjem tekstu ZS).

Na temelju scanning elektroničkih ispitivanja uočeno je da površinu mehanički obrađivanog dentina prekriva tanak sloj koji zatvara otvore dentinskih kanalića, a nazvan je zaostatnim slojem (8). Različiti čimbenici utječu na građu, cjelovitost i kemijski sastav zaostatnog sloja (način obrađivanja, dubina u dentinu, korištenje gumene zaštite, vrsta odstranjene podloge i/ili ispuna). Točan kemijski sastav ZS-a nije poznat u cijelosti. Drži se da ZS sadrži anorganske čestice kalcificiranog tkiva, organske sastojke nekrotičnog ili pulpalnog tkiva, odontoblastičkih produljaka, bakterija, krvnih stanica, sline, vode i mjehurića zraka (7, 8). Prema Bränstrommu i sur. (9) ZS nastaje kao poslje-

dak visoke koncentracije topline i plastične deformacije površine tijekom brušenja. Stupanj promjena dentinske površine ovisi o mehaničkoj obradi, a najuočljiviji je nakon primjene dijamantnih brusnih tijela i suhe tehnike brušenja. Debljina ZS-a iznosi prosječno 1–5  $\mu\text{m}$ .

Douglas (10) drži da ZS predstavlja djelotvornu barijeru koja zatvara dentinske kanaliće i tako smanjuje propusnost dentina. Međutim, istraživanja radioaktivnim albuminom pokazala su da je ZS polupropusna opna koja propušta relativno velike molekule albumina (11). Sukladno tome, Bergenholtz (12) opisuje upalnu reakciju pulpe nastalu zbog prodora bakterijskih metaboličkih produkata iz plaka kroz zdravi dentin i nepromijenjeni ZS.

Brojnim sredstvima kao što su: mliječna, fosforna, dušična, limunska i poliakrilna kiselina, željezni oksalat, natrijev hipoklorit (5%), maleična kiselina, aluminijev oksalat, etilendiamin tetraoctena kiselina (EDTA) i sl. može se odstraniti ili preobraziti zaostatni sloj. Odstranjivanjem ZS-a povećava se 20 puta hidraulična provodljivost dentina (13).

S obzirom na kemijski sastav razlikujemo dvije zasebne skupine adhezijskih sredstava druge generacije. Prva skupina obuhvaća fosforne i halofosforne estere Bisfenol-A glicidil-metakrilata (BIS-GMA), a druga skupina izocijanate.

ad 1) Fosforne esteri u kemijskoj strukturi posjeduju na jednoj strani akrilni ili diakrilni radikal, a na drugoj fosfat. Halofosforne esteri imaju halogeni atom s OH- skupinom i spajaju se s poliolumina kolagena i hidroksiapatita (14).

Prisma Univerzal Bond (Caulk/Dentsply) je komercijalni preparat temeljen na fosfatnom esteru. To je jednokomponentni materijal sastavljen od 57–67% uretan dimetakrilata (UDMA), 25–35% polifunkcijskog monomera, fotoinicijatora, akceleratora i inhibitora oksidacije (15). Ester fosforne kiseline kemijski se veže na molekule koje sadrže akrilatne skupine i kopolimeriziraju s kompozitnom smolom. Ovaj materijal ne zahtijeva predtretman dentina (16).

Dentin Bonding Agent (J & J Dental Products Co) dvokomponentni je sustav koji sadrži halofosforne estere i alkoholnu otopinu P-toluen sulfonske kiseline. Ne zahtijeva prethodni tretman dentina.

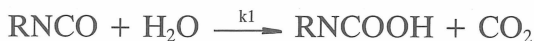
Scotchbond Dental Adhesive (3M Co.) sastoji se od smole i otapala. Smola sadrži halofos-

forni ester (BIS-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) i bezoil peroksid (BPO). Otapalo sadrži alkohol, dietanol para-toluidin (DEPT), neopentilglikol dimetakrilat i soli aril-sulfinata (17, 18). Na kraju dugog lanca molekule halofosfornog estera nalaze se skupine sposobne za čvrsto svezivanje za zubne strukture dok je drugi kraj slobodan i kopolimerizira s BIS-GMA. Prije nanošenja sredstva, površina dentina ispere se vodom i osuši. Scotchbond se svezuje na površinu ZS-a i pri tome se postiže dobro kvašenje, ali sredstvo ne dopire do površine dentina (19).

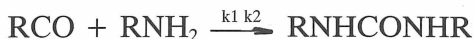
Čvrstoća sveze na ZS-u ograničena je unutrašnjim kohezijskim silama između samih čestica ZS-a, kao i čestica ZS-a i površine dentina (20). Polimerizacija ovog sustava ostvaruje se tek nakon polimerizacije kompozitne smole, zbog čega je moguće kidanje sveze adheziva s adhezivom uslijed posljedičnog skvrčavanja.

Scotchbond VLC (3M Co.) polimerizira se prije nanošenja kompozitne smole, čime se smanjuju posljedice polimerizacijskog skvrčavanja (21). Uz to, istraživanja *in vitro* pokazala su da fotopolimerizacijski dentinski adhezijski sustavi ostvaruju čvršću svezu u usporedbi s kemijski polimerizirajućim sustavima (22). Iako se navedeni sustavi nanose na suhu površinu, ispitivanja *in vitro* pokazala su znatno oslabljenje sveze zbog naknadne rehidracije zaostatnog sloja (23, 24, 25).

ad 2) Izocijanati reagiraju s poliolskim skupinama hidroksiapatita i kolagena dentina, pri čemu nastaju uretani. Uretani prekrivaju površinu dentina dvostrukim svezama. S jedne strane reagiraju s kompozitnom smolom, a s druge strane, preko -NCO skupina s -OH skupinama hidroksiapatita i kolagena dentina. To omogućava djelovanje Wan der Waalsovih sila sa stvaranjem sveze u obliku makromolekulske strukture. Predstavnik ove skupine je Dentin Adhesit (Vivadent). Dentin Adhesit je jednokomponentni materijal koji sadrži polimer toluen-dii-zocijanata (DTI) i trimetil propana (TMP) u 10%-tnom metilen kloridu (CH<sub>2</sub>Cl<sub>2</sub>). Zgušavanje poliuretana odvija se u dvije faze. U prvoj, stvara se nestabilna karbanička kiselina koja se raspada na ugljik dioksid i amine.



U drugoj fazi oslobođeni amini ponovo reagiraju s izocijanatom zamjenom urea skupine, pri čemu dolazi do umreženja adheziva.



Nakon jedne minute sušenja, Dentin Adhesit reagira s kompozitnom smolom, a nakon 60 minuta postiže 40% adhezijske čvrstoće. Snaga ostvarene sveze za dentin iznosi 3,4 MPa (17, 18, 26).

Za predtretman dentina koristi se natrijev hipoklorit s 5% aktivnog klorina koji odstranjuje samo površinski ZS (19). Istraživanja su pokazala da poliuretani osiguravaju djelotvornu zaštitu dentina od prodiranja fosforne kiseline (1).

Pričvrstna moć sustava ove generacije za dentin ne premašuje snagu adhezije ZS-a za dentin. Naime, godinu dana nakon nanošenja, kidaju se sveze (u 8-100% slučajeva) zbog kohezijskih lomova unutar adhezijskog sustava i/ili zaostatnog sloja (27).

### III. generacija

Prije upotrebe III. generacije adhezijskih sustava potrebno je preobraziti dentinsku površinu primjenom kondicionera ili primera da bi se odstranjivanjem ili modifikacijom zaostatnog sloja i peritubularnog dentina eksponirali dentinski kanalići i tako ostvarila mikromehanička sveza.

Kiselim primerom otapa se ZS, a ostaje zaostatni monomer koji omogućava bolje kvašenje i prodiranje adhezijskog sredstva. Tako se uz kemijsku svezu ostvaruje i mehaničko prijanjanje za zubne strukture.

Bowenov oksalatni sustav uveden u praksu godine 1965. uključuje trokomponentno nanošenje: aluminijskog oksalata u dušičnoj kiselini, komonomera N-p-tolilglicin glicidil metakrilata (NTG-GMA) i dihidroksietilmetakrilata piromelitičke kiseline (PMDM).

Prvi komercijalni preparat (Tenure) sastojao se od praha NTG-GMA i PMDM koji je trebalo miješati s acetonom. Preparat je promijenjen u dvokomponentni sustav (Tenure solution). Tijekom kondicioniranja površine, aluminijski ioni zamjenjuju kalcijeve ione u dentinu i tako postaju mjesta svezivanja. Molekule NTG-GMA tvore kelacijski spoj s aluminijskim ionima kondicionirane dentinske površine. Nakon toga, PMDM reagira s molekulama NTG-GMA i kopolimerizira sa spojnom smolom (28). Klinički, Tenure kondicioner ispire se nakon 60 sekundi. Na površinu osušenu stru-

jom zraka nanosi se Tenure otopina A koja ishlapi nakon 30 sekundi. Zatim se nanosi Tenure otopina B koja ishlapi nakon 60 sekundi. Na tako pripremljenu površinu nanosi se spojna smola.

Sustav Mirage (Chameleon Dental Products) za predtretman dentina rabi kombinaciju 2,5%-tne dušične kiseline i 4,5%-tnog NPG-a. Kondicionerom se potpuno odstranjuje ZS i peritubularni dentin, što uzrokuje proširenje dentinskih tubulusa koje zatim ispunjava adhezijska komponenta (otopina PMDM i hidroksietil metakrilat (HEMA) u acetonu) (29).

Prvobitno korišten 5%-tni PMDM zamijenjen je 10%-tnom otopinom (5,27). Klinički, nakon nanošenja, Mirage Bond kondicioner osuši se nakon 45 sekundi. Potom se nanosi Mirage Bond adheziv koji se osuši nakon 40 sekundi.

Gluma sustav (Bayer), glutaraldehid/HEMA razvili su Asmussen i Munksgaard (30). Sustav je primjenljiv u vlažnoj okolini čime su izbjegnuti problemi povezani s kemijskim sastavom dentina, visokim sadržajem organske tvari i vode. Gluma je trokomponentni sustav u kojem se dentin čisti 0,5 M vodenom otopinom EDTA (pH 7,4). Gluma primer je vodena otopina 5%-tnog glutaraldehida i 35% HEMA-e. Treća komponenta je spojna smola. Skupine -OH iz HEMA-e odstranjuju vodu i tako omogućavaju kemijsku vezu glutaraldehida i amino skupine dentinskog kolagena, pri čemu nastaju hidroksialkilni spojevi. Slobodne dvostruke veze iz ovog spoja reagiraju s dvostrukim vezama BIS-GMA (31, 32, 33, 34). Klinički, na dentin se nanosi Gluma sredstvo za čišćenje stalnim premazivanjem četkicom kroz 30 sekundi. Nakon toga, čistač se ispiri vodom kroz 30 sekundi i osuši zrakom kroz 30 sekundi. Na tako očišćenu površinu nanosi se Gluma Primer koji se suši 10 sekundi, a potom se nanosi nisko-viskozna smola.

Asmussen i sur. (31) umjesto EDTA-e koriste se piruvičnom kiselinom i glicinom (pH 2,25). Glicin, vjerojatno, omogućava fizičku i kemijsku vezu za hidroksiapatit i kolagen te prekriva dentin dodatnim amino skupinama. Koriste i modifikaciju Gluma sustava s dodatkom kamforkinona (CQ), penta etil glikol-dimetakrilata (PEG-DMA), BIS-GMA, p-dimetil-amino benzojeve kiseline (DMABA) ili acetona. Kamforkinon započinje polimerizaciju monomera u adhezivu. Predmnijeva se da na-

stali polimerni sloj zamjenjuje spojnu smolu. Dodaci malih količina BIS-GMA uvjetuju veću čvrstoću sveze, jer BIS-GMA sadrži -OH skupine potrebne za mehanizam svezivanja (30). Snaga svezivanja za dentin je 14,5 MPa, a za caklinu 23,3 MPa.

Scotchbond 2 (3M Co.) je dvokomponentni sustav koji se sastoji od Dentin Primera (vodene otopine maleične kiseline i 2-HEMA) i adhezijske smole (2-HEMA i BIS-GMA). Primer ima višestruku ulogu. Poboljšava kvašenje dentina, čvrstoću sveze, razlaže zaostajni sloj i demineralizira dentin, nakon čega zaostaje kolageni matriks. Time je omogućeno prodiranje adhezijske smole u zone demineraliziranog dentina. Klinički, na površinu dentina nanosi se Scotchprep koji se suši 60 sekundi. Nakon toga se nanosi Scotchbond 2 adheziv koji se polimerizira plavim svjetlom kroz 10 sekundi.

Dvokomponentni XR-Primer/XR-Bond (Kerr / Sybron Corp.) je fosfatni adhezijski sustav poboljšanih osobina. Primer je otopina fosforiranog estera dimetakrilata u etanolu s dodatkom fotoinicijatora. Adheziv je spoj fosforiranog estera dimetakrilata, uretan dimetakrilata (U-DMA) i alifatskog dimetakrilata. Primerom se odstranjuje ZS, nakon čega na dentinu zaostaje tanki sloj smole s kojom se svezuje adhezijska komponenta ovog sustava (5, 35).

Prisma Universal Bond 2 (Caulk CO.) također je fosfatni adhezijski sustav poboljšanih osobina. Primer se sastoji od fosfatnog promotora adhezije dipentaritritol-pentaakrilatnog estera fosforne kiseline (PENTA) u otopini HEMA i etanola. Nanošenjem primera, zaostajni sloj se mijenja, a ne odstranjuje se. Adhezijska smola sadrži fosforni spoj (PENTA) i glutaraldehid, a svezuje se na promijenjeni zaostajni sloj (5, 36). Klinički, Dentin Primer nanosen na površinu dentina ostavi se sušiti 30 sekundi, a nakon toga se aktivno osuši zrakom kroz 5-10 sekundi. Na površinu se nanosi još i adheziv koji se polimerizira plavim svjetlom kroz 10 sekundi.

Syntac (Vivadent) je adhezijski sustav koji se primjenjuje na jetkanoj caklini i dentinu. Sastoji se od dvije komponente:

- 1) Syntac Dentin Primer
- 2) Syntac Adhesive

Syntac Dentin Primer je mješavina otapala, organske kiseline i monomera. Otapalo (54-78 W%) je aceton koji osigurava odlično kvašenje



cakline i dentinske površine, što je preduvjet dobrog prijanjanja materijala. Maleična kiselina (3,6–4,4 W%) reagira sa zaostatnim slojem i uzrokuje njegovu pretvorbu pri kojoj se ne otvaraju dentinski kanalići. Kiselina, također, osigurava dobro prijanjanje za anorganski dio dentina, što rezultira čvrstom svezom. Monomer ili umreživač (23,5–27,5 W%) je TEG–DMA koji prodire u promijenjeni ZS i dentinske kanaliće. Nakon polimerizacije monomera nastaje umrežena struktura, tzv. mehanički sklop. Otapanjem ZS-a izlažu se kolagena vlakna. Infiltracijom smole unutar kolagenih vlakana i oko njih dolazi do mehaničkog uklještenja različitih lanaca pri čemu nastaje tzv. smolasti dentinski hibridni sloj (engl: resin/dentin hybrid layer).

Syntac Adhesive je vodena otopina dimetakrilata i dialdehida. Hidrofilni bifunkcijski monomer je PEG–DMA (31,5–38,5 W%) koji djeluje kao posrednik između hidrofilnog, vlažnog dentina i hidrofobne smole. Glutaraldehyd (dialdehyd – 4,5–5,5 W%) fiksira organski dio dentina što je potrebno za dugotrajnu stabilnost sveze. Uz to, dialdehyd umanjuje djelovanje kiseline, skraćuje lance kolagena, povećava tvrdoću površine, a djeluje i bakteriostatski (37). Klinički, na površinu dentina najprije se nanosi primer koji se suši 15 sekundi, a nakon toga se nanosi adheziv koji se također suši 15 sekundi. Na tako pripremljenu površinu nanosi se spojna smola koja se polimerizira plavim svjetlom kroz 20 sekundi.

Nasuprot drugim adhezijskim sustavima (Scotchbond 2, Gluma, Prisma Universal Bond 2), Syntac Adhesive ne sadrži monofunkcijske monomere, poput HEMA-e, zbog njihove velike osjetljivosti na hidrolizu koja umanjuje dugotrajnost sveze takvih preparata (38).

#### IV. generacija

Adhezijski sustavi četvrte generacije ne zahtijevaju odstranjenje zaostatnog sloja, osiguravaju visoki stupanj svezivanja za caklinu i dentin, a kompatibilni su sa svim kompozitnim smolama, kovinom i porculanom (39).

All-Bond (Bisco Dental) je adhezijski sustav koji se odlikuje sposobnošću prijanjanja za caklinu i dentin, kovinske slitine, plemenite kovine, porculan i amalgam. Ovaj sustav nalazimo u dva komercijalna oblika. Prvobitni sustav sadr-

ži 32%-tnu fosfornu kiselinu za jetkanje cakline, sredstvo za kondicioniranje dentina – HEMA, primer A (NPG–GMA u acetonu), primer B (bifenil dimetakrilat u acetonu), i nepunjenu adhezijsku smolu koja sadrži hidrofilni monomer. All Bond ne zahtijeva odstranjivanje ZS-a, naime, postupkom kondicioniranja dentina nastoje se poboljšati fizičke osobine zaostatnog sloja. Sredstvo za kondicioniranje je monomer koji ima sposobnost prožimanja ZS-a što osigurava dobro kvašenje površine, a ujedno i kopolimerizira s primerom. Klinički, nakon kondicioniranja dentina u trajanju od 30 sekundi, površina se osuši i na nju se nanosi mješavina primera A i B u nekoliko slojeva (3–5) na caklinsku i dentinsku površinu. Suši se 10 sekundi, čime se postiže hlapljenje acetona i stvrdnjavanje primera. Adhezijska smola nanosi se na caklinu i dentin te se osvjetljava 15 sekundi. Budući da smolasti dentin, primer i adheziv imaju mogućnost spajanja s kondicionerom i prožimanja zaostatnog sloja i dentinskih kanalića, polimerizacijom adhezijske smole ZS postaje sastavni dio adhezijskog sustava (7, 40, 41, 42).

All-Etch sustav je promijenjeni komercijalni oblik All-Bonda. Za svezivanje ovog sustava poželjna je vlažna površina supstrata zbog međumolekulskih interakcija acetona i vode. Naime, aceton povećava tlak isparavanja vode te smanjuje površinsku napetost, pri čemu dolazi do boljeg rasprostiranja mješavine primera A i B. Za jetkanje caklinske i dentinske površine koristi se istovrsno sredstvo, 10%-tna fosforna kiselina (42, 43). Klinički, na dentin i caklinu nanosi se 10%-tna fosforna kiselina koja se nakon 15 sekundi ispire kroz 15 sekundi mlazom vode i osuši zrakom. Daljnji postupak isti je kao i kod All-Bonda.

Ne postoji općeprihvaćeno mišljenje o djelovanju fosforne kiseline na pulpalno tkivo. Brojna istraživanja (44, 45, 46), provedena na intaktnim zubima, pokazuju toksično djelovanje fosforne kiseline na pulpalno tkivo. Međutim, primjena kiseline na unutrašnji sloj karijesnog dentina nema toksični učinak zbog razlika u organskom i anorganskom sadržaju spram zdravog dentina. U unutrašnjem sloju mogu se razlikovati 3 sloja: turbidni, transparentni i subtransparentni. Jetkanjem dentina stvaraju se pore tvrdog dna, a u transparentnom sloju najviše je demineraliziran peritubularni dentin. Nastaju okrugli otvori okruženi intertubular-

nim dentinom i intratubularnim naslagama kristala. Transparentni sloj zaustavlja prodiranje kiseline, a zbog tvrdog dna nije povećano istjecanje dentinske tekućine niti propusnost dentina. Taj postupak povećava čvrstoću sveze i impregnaciju kanalića (47). Prema Kanca-u (48) uzrok oštećenja pulpe je nedovoljno rubno zatvaranje i prodiranje bakterija, a ne djelovanje fosforne kiseline.

Amalgambond (Parkell) je autopolimerizacijski adhezijski sustav koji osigurava čvrstu svezu između svih tipova amalgama i dentina. Ovaj sustav temeljen je na metakriloksietiltrimelitički anhidrid (4-META) molekuli, a stvara organski hibridni spoj u dentinu infiltracijom kolagenih vlakana i kanalića. Sastoji se od aktivatora (limunska kiselina, željezni klorid i polivinil alkohol), adhezijskog sredstva (HEMA i hidrokinon monometileter), baze (HEMA i 4-META) i katalizatora (tri-n-butyl-boran) koji se miješa s bazom. Sve komponente nanose se četkicom (49).

Panavia (Kuraray) sadrži fosfatni monomer kojim se potiče vrlo jaka sveza za zubna tkiva i za slatine. Sastoji se od jedinstvenog sustava katalizatora građenih od BPO, t-amina i sulfinata (koji omogućavaju polimerizaciju kiselih monomera na sobnoj temperaturi) i 76% težinskih dijelova punila. Panavia je netopljiv u slini, ima nizak stupanj polimerizacijskog skvrčavanja i malu sposobnost upijanja vode. Pričvrtna snaga za nejetkani dentin iznosi 8,0 MPa, a za plemenite slatine 20 MPa. Brza polimerizacija odvija se bez prisutnosti kisika iz zraka. Dijelovi izlo-

ženi zraku nepotpuno se polimeriziraju (26).

Superbond C & B (Morita) je adhezijski sustav temeljen na 4-META, metilmetakrilat (MMA) smoli i tri-butyl-boran oksidu (TBB-O). Za predtretman dentina rabi se otopina 10-3 (10%-tna limunska kiselina i 3%-tni željezni klorid). Drži se da je kombinacija TBB-O i željeznog klorida glavni promotor adhezije, dok je utjecaj 4-META sporedan. U prilog ovoj tvrdnji govore i istraživanja Nakabayashi-ja i sur. godine 1985. (50) s MMA i TBB-O sustavom uz predtretman dentina limunskom ili fosfornom kiselinom. Čvrstoća sveze iznosila je 5-6 MPa, neovisno o prisutnosti 4-META. Nasuprot tome, pri predtretmanu dentina vodenom otopinom limunske kiseline i željeznog klorida ostvareno je vjerodostojno povećanje čvrstoće sveze (12-18 MPa) jer željezni ioni poboljšavaju propusnost demineraliziranog dentina. Sveživanje ovog sustava ostvaruje se mikromehaničkom impregnacijom izloženog kolagena i demineralizirane površine dentina monomerom (pri čemu nastaje tzv. hibridni sloj koji povezuje smolu i nepromijenjeni dio dentina). Hibridni sloj je mješavina dentinske tvari i adhezijske smole na molekularnoj razini. Djelovanje kiseline ograničeno je na površinski sloj dentina, nakon čega preostaje veća količina hidroksiapatita koji štiti kolagen, a takav kolagen je otporniji na hidrolizu. Oblaganjem eksponiranog kolagena i enkapsulacijom kristala hidroksiapatita smolom (4-META/MMA-TBB) nastaje trajnija i otpornija adhezijska sveza za dentin (51, 52, 53).

## CLASSIFICATION OF DENTIN BONDING AGENTS

## Summary

*The acid etching technique produces a high micromechanical adhesion and high degree of physical bond of composite resins to enamel. Developing an effective adhesive bond to dentin is more difficult due to the chemical and biological complexity of dentin. Many techniques and means have been developed with the purpose to adhesive chemical bond of composite resin to organic and anorganic components of dentin. Dentin bonding agents provide the most appropriate conditions for bonding of composite resins to acid etched dentin surface and they have been developed through a few generations with continual improvements in bond strength and marginal sealing.*

*These article represents classification of dentin bonding agents in 4 generations according to physical and chemical properties of materials.*

Key words: *dentin, enamel, dentin bonding agents*

Adresa za korespondenciju:  
Address for correspondence:

Prof. dr. sc. Jozo Šutalo  
Zavod za bolesti zubi,  
Stomatološki fakultet  
Gundulićeva 5  
Zagreb, Hrvatska

## Literatura

1. DONLY J D, KEPRTA M, STRATMANN R G. An in vitro comparison of acid etched vs. nonacid etched dentin bonding agents/composite interface over primary dentin. *Pediatr Dent* 1991; 13:204-7.
2. BUONOCORE M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34:849-53.
3. TAO L, PASHLEY D H, BOYD L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dent Mater* 1988; 4:208-16.
4. CRAIG R G, O'BREIN W J, POWERS J M. *Dental materials: Properties and manipulation*. St. Louis: CV Mosby Co. 1983; 35-6.
5. BARKMEIER W W, COOLEY R L. Current status of adhesive resin systems. *J Am Col Dent* 1991; 58:36-9.
6. DUNCANSON M G, MIRANDA F J, PROBST R T. Resin dentin bonding agents-rationale and results. *Quintessence Int* 1986; 17:625-9.
7. JOYNT R B, DAVIS E L, WIECZKOWSKI GJR, YU XY. Dentin Bonding Agents and the smear layer. *Oper Dent* 1991; 16:186-91.
8. YU XY, JOYNT R B, WIECZKOWSKI G, DAVIS E L. Scanning electron microscopic and energy dispersive x-ray evaluation of two smear layer-mediated dentinal bonding agents. *Quintessence Int* 1991; 22:305-10.
9. BRÄNNSTRÖM M. *Dentin and Pulp in Restorative Dentistry*, Nacka: Dental Therapeutic AB, 1981.
10. DOUGLAS W H. Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 1989; 17:209-15.
11. PASHLEY D H, LIVINGSTON M J. Effect of molecular size on permeability coefficients in human dentine. *Arch Oral Biol* 1978; 23:391-5.
12. BERGENHOLTZ J. Effect of bacterial products on inflammatory reactions in the dental pulp. *Scand J Dent Res* 1977; 85:85-122.
13. PASHLEY D H, MICHELICH V, KEHL T. Dentin permeability: Effect of smear layer removal. *J Prosth Dent* 1981; 46:351-7.
14. ŠUTALO J. *Kompozitni materijali u stomatologiji*. Zagreb: Grafički zavod Hrvatske, 1988.
15. AOKI S, ISHIKAVA T. Histo-pathological study of pulp response to a composite resin restoration with two lining materials. *Bull Tokyo Dent Coll*. 1990; 31:333-44.
16. HAMMESFAHR P D, HUANG C T, SHAFR S E. Microleakage and bond strength of resin restorations with various bonding agents. *Dent mater* 1987; 3:194-9.
17. BUQUET J. Adhesion à l'email et à la dentine. *Actual Odontostomatol* 1984; No 147:435-52.
18. McLAUGHLIN G. Direct bonded retainers. The advanced alternative. Philadelphia: J. B. Lippincott Co., 1986: 32-8.

19. EICK J D, COBB C M, CHAPPELL R P, sur. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part 1. *Quintessence Int* 1991; 22:967-77.
20. TAO L, PASHLEY D H. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* 1988; 4:371-8.
21. FISBEIN S, HOLAN G, GRAJOWER R, FUKS A. The effect of VLC Scotchbond and an incremental filling technique on leakage around class 2 composite restorations. *ASDC J Dent Child* 1988; 29-33.
22. BASSIOUNY M A. Adhesive tensile bond strength of light activated dentin bonding agents. *J. Dent Res* 1986; 65:314 (abst No. 1306).
23. HUANG G, SODERHOLM K-J M. An in vitro investigation of the shear bond strength of Bondlite to dentin. *J Dent Res* 1987; 66 (Sp Iss): 292 (abst No. 1481).
24. AQUILINO S A, WILLIAMS V D, LEARY J M. The effect of storage time on dentinal adhesive bond strengths. *J Dent Res* 1987; 66 (Sp Iss): 292 (abst No. 1483).
25. NEUMAN S M, PORTER H B, SZJOKA F P. Stability of dentinal bonding strength in vitro. *J Dent Res* 1987; 66 (Sp Iss); (abst No. 1484).
26. OMURA I, YAMAUCHI J, WADA T. Adhesive and mechanical properties of a new dental adhesive. *J Dent Res* 1982; 61:222 (samo).
27. FAN P L, COBB E N. Dentin bonding systems: an update. *J Am Dent Assoc* 1987; 114:91-5.
28. YU XY, WIECZKOWSKI G, DAVIS E L, JOYNT R B. Scanning electron microscopic study of dentinal surfaces treated with various dentinal bonding agents. *Quintessence Int* 1990; 21:989-99.
29. EICH J D, ROBINSON S J, COBB C M, CHAPPELL R P, SPENCER P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part 2. *Quintessence Int* 1992; 23:43-51.
30. MUNKSGAARD E C, ASMUSSEN E. Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *J Dent Res* 1984; 63:1087-9.
31. ASMUSSEN E, ANTONUCCI J M, BOWEN R L. Adhesion to dentin by means of Gluma resin. *Scand J Dent Res* 1988; 96:584-9.
32. SHORTALL A, ASMUSSEN E. Influence of dentin bonding agents and a glass ionomer base on the cervical marginal seal of class 2 composite restorations. *Scand J Dent Res* 1988; 96:590-4.
33. KOMATSU M, WAKUI A, OBARA M, sur. Two-year clinical observation of light-cured composite resin restorations placed with a dentinal bonding agent. *Quintessence Int* 1990; 21:1001-6.
34. CHAPPELL R P, EICK J D, MIXSON J M, THEISEN F C. Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of four dentinal adhesives. *Quintessence Int* 1990; 21:303-10.
35. CRIM G A. Assessment of microleakage of three dentinal bonding systems. *Quintessence Int* 1992; 23:135-41.
36. KANCA J. A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. *Quintessence Int* 1991; 22:285-90.
37. LEIMGRUBER R. Syntac - Shmelz / Dentinadhesive. Ivoclar AG, Schaan 1990.
38. PRATI C, PASHLEY D H, MONTANARI G. Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 1991; 7:54-8.
39. Dental Products report Europe. International Product news for dentists, Dental depots and distributors. MEDEC Dental Communications, A Division of Medical Economics Publishing Company Inc. March/April 1991.
40. BRÄNNSTRÖM M. Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided? *Oper Dent* 1987; 12:158-63.
41. COX C. Biocompatibility of dental materials in the absence of infection. *Oper Dent* 1987; 12:146-52.
42. KANCA J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1991; 23:38-41.
43. DICKINSON G L, STEVENS J T, OVERBERGER J E, McCUTCHEON W R. Comparison of shear bond strengths of some Third-generation dentin bonding agents. *Oper Dent* 1991; 16:223-30.
44. RETIEF D, AUSTIN J, FATTI L. Pulpal response to phosphoric acid. *J Oral Pathol* 1974; 3:114-22.
45. MACKO D, RUTBERG M, LANGELAND K. Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1978; 45:930-46.
46. STANLEY H, GOING R, CHAUNCEY H. Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. *J Am Dent Assoc* 1975; 91:817-25.
47. KUROSAKI N, KUBOTA M, YAMAMOTO Y, FUSAYAMA T. The effect of etching on the dentin of the clinical cavity floor. *Quintessence int* 1990; 21:87-92.
48. KANCA J. An alternative hypothesis to the cause of pulpal inflammation in the teeth treated with phosphoric acid on the dentin. *Quintessence Int* 1990; 21:83-6.
49. COOLEY R L, TSENG E Y, BARKMEIER W W. Dentinal bond strengths and microleakage of a 4-META adhesive to amalgam and composite resin. *Quintessence Int* 1991; 22:979-83.
50. NAKABAYASHI N. Bonding of restorative materials to dentine: The present status in Japan. *Int Dent J* 1985; 35:145-54.
51. NAKABAYASHI N, ASHIZAWA M, NAKAMURA M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 1992; 23:135-41.
52. IMAI Y, KADOMA J, KOJIMA K i sur. Importance of polymerization initiator systems and interfacial initiation of polymerization in adhesive bonding of resin to dentin. *J Dent Res* 1991; 70:1088-91.
53. TAGAMI J, TAO L, PASHLEY D M. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 1990; 6:45-50.