

Osvrt na dostignuća u dentalnoj adheziji - sedma generacija dentalnih adheziva

Sanja Pavić¹, Mirko Soldo¹, doc. dr. sc. Vlatko Pandurić²

[1] Studenti 4. godine

[2] Zavod za restaurativnu stomatologiju sa endodoncijom, Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Uvod

Dentinski adhezivi su sustavi koji služe ostvarivanju sveze kompozitnog ispuna i tvrdog zubnog tkiva. S obzirom da kompoziti nemaju svojstvo vezanja za dentin i caklinu, potreban nam je posrednik u svezivanju. Njega čine dentinski adhezivski sustavi, koji će ostvariti fizičko-mehaničku i kemijsku svezu s tvrdim zubnim tkivom (1).

Oduvijek se u stomatologiji težilo za biokompatibilnim materijalom za nadoknadu izgubljenog tvrdog zubnog tkiva dobrih fizičko-mehaničkih i estetskih svojstava. Caklinsko-dentinski adhezivski sustavi imaju ulogu posrednika u svezivanju i retenciji kompozitnih materijala uz tvrda zubna tkiva. U području stoma-

toloških materijala adhezivski sustavi su zadnjih godina doživjeli najviše preinaka kako u pogledu kemijskog sastava tako i u pogledu samog načina rada. Razvojem tih sustava uspjeli su se postići osnovni zadaci restaurativne stomatologije: očuvanje tvrdog zubnog tkiva i visoki stupanj estetike (2).

U stomatološkoj praksi je vrijeme vrlo bitan faktor, potrebno je skratiti trajanje zahvata i minimalizirati gubitke vremena, da time ne kompromitiramo kvalitetu hibridiziranja. Dosadašnji postupci sa dentalnim adhezivima zahtijevali su multiple korake pri izvedbi, poprilično osjetljive tehnike rada, a često su rezultirale postoperativnom osjetljivošću tretiranoga zuba. Potrebno je bilo uvesti novi sustav

adheziva jednostavnije primjene, brže i bolje učinkovitosti. Skraćeno vrijeme je iznimno važno dječjim stomatolozima, koji često nemaju luksuz kooperativnoga pacijenta. Sedma generacija jednokomponentnih dentalnih adhezivnih sustava jednim dijelom je dorasla postavljenim zahtjevima (3).

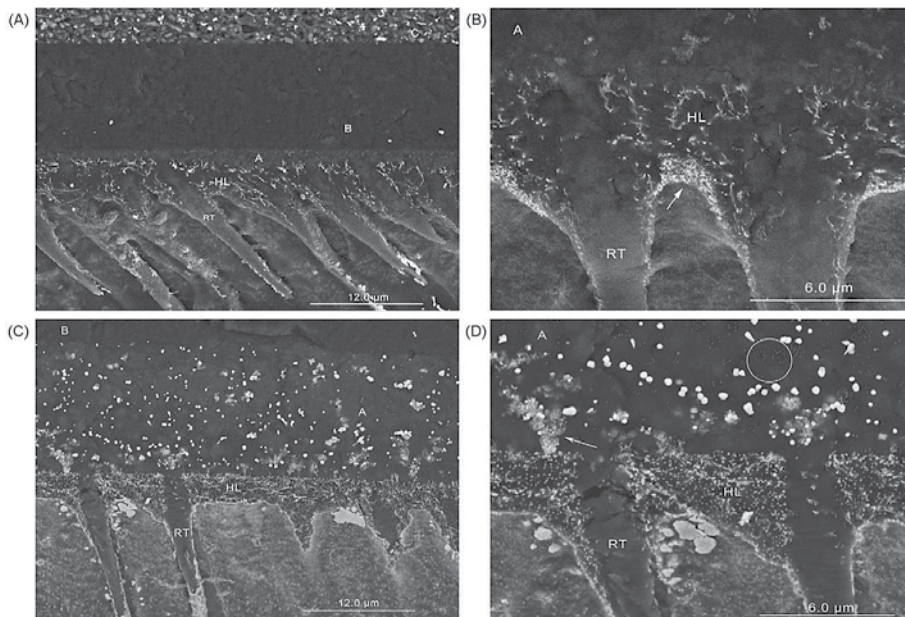
Osnovni mehanizam postizanja adhezije

Adhezija na tvrda zubna tkiva označava važno dostignuće suvremene stomatologije. Princip adhezije temelji se na izmjeni anorganskog materijala iz zuba sa smolastim monomerom koji se mikromehanički veže u prostore stvorene jetkanjem. Do takve veze dolazi kada smola potpuno infiltrira kiselinama erodiranu površinu cakline i dentinsku kolagenu površinu, stvarajući polimerizacijom hibridni sloj. Hibridni sloj u dentinu, nastaje nakon jetkanja, odstranjivanjem zaostanog sloja i anorganskog dentina te prikazivanjem kolagenih vlakana dentinskog matriksa. Za vrijeme aplikacije adhezivnog sustava hidrofilni monomeri koji difundiraju preko demineraliziranog dentina stabiliziraju mrežu kolagena istiskujući vodu (4).

Upotreba adhezivnog sustava dovodi do visoke čvrstoće sveze između kompozitnih materijala i dentina (do 32 MPa), ali nova istraživanja su pokazala da postoje čimbenici koji mogu umanjiti snagu sveze (5).

Ako je vrijeme jetkanja prekratko ili je upotrijebljena premala koncentracija kiseline, neće doći do demineralizacije intertubulusnog dentina i oslobađanja kolagenih vlakana, samim time i prodora monomera adheziva.

Ukoliko je vrijeme jetkanja bilo produženo ili je bila upotrijebljena prejaka koncentracija kiseline, doći će do prekomjer-



Slika 1. A - Snimljeno EM, povećanje 2500X. Prisutnost bijelih područja 24h nakon restauracije. Bijela područja predstavljaju nanopropuštanje. B - Slika A, uvećano 5000X. Bijela strelica na dnu hibridnoga sloja pokazuje područje nanopropuštanja. C - Povećanje 2500x. Povećan broj bijelih područja nakon duljeg perioda ukazuje na starenje hibridnog sloja. D - Slika uvećano 5000 x (preuzeto iz 21)

ne demineralizacije. Monomeri primera ne mogu prodrijeti tako duboko te će ispod hibridnog sloja ostati područje demineraliziranoga dentina, tj. eksponirana kolagena vlakna koja nisu infiltrirana monomerom (hibridoidni sloj) (5).

Da bi se izbjegli ti čimbenici, predloženo je korištenje samojetkajućih adhezijskih sustava. Korištenjem ovih sustava, jetkanje i nanošenje primera događa se istodobno s infiltracijom dentina kiselinskim smolama. Prednost takvog postupka eliminiranje je jetkanja kao zasebne faze rada, te postupka ispiranja i sušenja kaviteta (5).

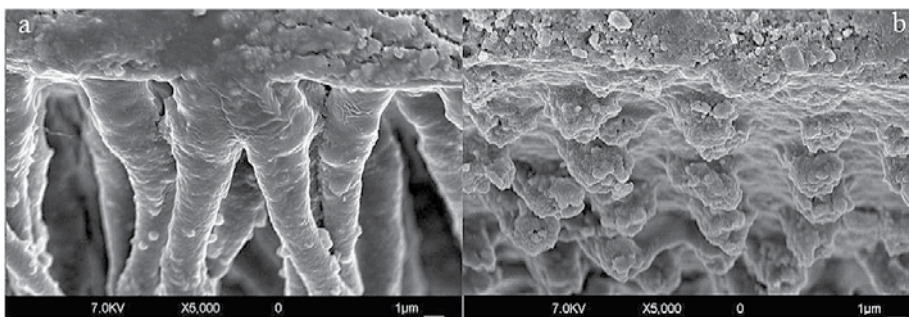
Samojetkajući adhezijski sustavi

Samojetkajući adhezijski sustavi sadržavaju kisele primere kojima rastapaju zaostadni sloj. Demineralizirana caklinska i dentinska površina se istovremeno jetka i impregnira (6). Zbog simultane uporabe kiseline i primera ne postoji razlika između dubine demineralizacije i infiltracije smolom. To omogućuje kompletno prožimanje kolagenih vlakana smolom i stvaranje jednolikog hibridnog sloja (7).

Većina samojetkajućih adheziva sadrži HEMA (2-hidroxyetilmethacrylate) i vodu. HEMA snizuje viskoznost smole, penetrira u zaostadni sloj te omogućuje mikromehaničku i kemijsku svezu sa dentinom. Zbog hidrofilnosti lako difundira u vlažna kolagena vlakna, a nakon polimerizacije HEMA je čvrsto svezana sa zubnim tkivom (8).

Klinički rad je olakšan i vremenski skraćen, budući da ne zahtjeva postupak jetkanja i ispiranja, što smanjuje i mogućnost pogreške. Objedinjenje dviju početnih faza adhezijskog tretmana, koje nisu osjetljive na uvjete vlažnosti tretirane površine zubnog tkiva, reducira postoperativnu osjetljivost. Samojetkajući adhezijski sustavi uz rastapanje, također demineraliziraju zaostadni sloj, koji se ugrađuje u novonastali hibridni sloj, jer se ne ispire nego samo ispuhuje zrakom (6).

Samojetkajući adhezijski sustavi stvaraju novi pojačani, na kiselinsko djelovanje otporniji, sloj dentina ispod hibridnog sloja. Na tržištu još uvijek ne postoji adheziv koji odgovara u potpunosti ovim karakteristikama, to je još uvijek u eksperimentalnoj fazi (9). Hibridni sloj je tanji,



Slika 2. Razlika infiltracije adhezivom dentinske površine tretirane jetkajućim-ispirućim i samojetkajućim dentalnim adhezivom (tvrdog zubno tkivo uklonjeno klorovodičnom kiselinom i natrij hipokloritom). (Preuzeto iz 17)

ali zbog usklađene je demineralizacije tvrdog zubnog tkiva i infiltracije smolom jednoličan. Kislost samojetkajućih primera je znatno manja (pH 1,5-3,0) od kislosti 32-37% fosforne kiseline (pH 0,43-0,02). S obzirom na kislost i agresivnost kiseline, razlikujemo „blage“, „umjereno jake“ i „jake“. „Blagi“ imaju pH oko 2 i samo površinski demineraliziraju dentin (1µm) što uz nužnu mikromehaničku retenciju osigurava i kemijsko svezivanje za kalcij preostalog hidroksilapatita. „Umjereno jaki“ imaju pH oko 1,5 i dovode do potpuno demineraliziranog vrha hibridnog sloja i djelomično demineralizirane baze. „Jaki“ samojetkajući adhezivi imaju obično pH 1 ili niže sto dovodi do jačeg demineralizacijskog učinka.

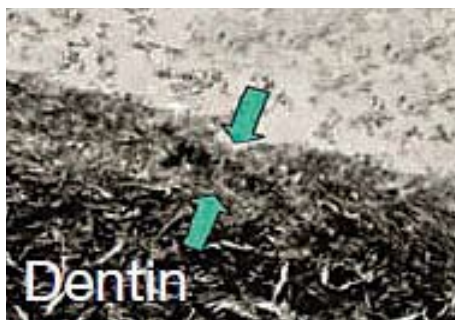
Primer se može pakirati u posebnoj bočici od adheziva ili se obje komponente pakiraju u jednoj bočici. U svakom slučaju primjenom ovakve vrste adheziva izbacuje se faza jetkanja. Time se sprječava mogućnost nepotpunog vlaženja kolagene mreže, ali brojnim ispitivanjima je dokazano da je snaga svezivanja za caklinu takvih dentalnih adheziva puno manja zbog slabijeg jetkanja cakline (10).

Više je nego očit utjecaj tretiranja zubne površine vodom nakon jetkanja za jetkajuće-ispirajući pristup. U idealnom slučaju, jetkana kolagena mreža treba sačuvati rastresiti, expandirani, oblik kako bi se osigurala infiltracija smolastim monomerom. U stvarnosti, izvjesna količina vode potrebna je na površini kako bi se izbjegao kolaps kolagene mreže. Takav princip se naziva „wet-bonding“. Prevladna površina će zadržati vodu u unutrašnjosti, i time loše utjecati na vezu.

Kasnije rezidualna voda, uzrokuje odvajanje hidrofilne i hidrofobne faze adheziva, što rezultira stvaranjem mjehurića vode na spoju adheziv-dentin te u konačnici slabi svezu. Osim toga, višak vlage smanjuje konverzaciju smole u polimer, time reducira mehanička svojstva adhezivnoga sloja. Ovime se pokazuje jetkajuće-ispirajući pristup u većem stupnju klinički osjetljiva tehnika.

Adhezijski sustavi sa hidrofilnim monomerom otopljenom u acetonu stvaraju veću jakost svezu sa jetkanim dentinom ukoliko je ostavljen vidljivo vlažnim. Zahvaljujući njihovoj velikoj sklonosti isparavanju, otapala poput acetona i etanola manje koncentracije, uklanjaju vodu na površini zaostalu nakon jetkanja. To će omogućiti monomeru primera učinkovito infiltriranje 20 – 30 nm interfibrilarnog prostora eksponirane kolagene mreže. Premda će se dovoljna vlažnost klinički očitovati kao ravnomjerno sjajna dentinska površina, uska je granica presušenog i prevlažnog dentina; u kliničkim uvjetima i posebno kod kaviteta složenijeg oblika teško je izbjeći uklapanje vode u hibridni sloj.

Zanimljivo je primjetiti kako primeri na bazi vode pokazuju mogućnost svojstva samovlaženja na blago posušenoj dentinu zrakom iz pusteru. Njihov sadržaj vode rehidrira zrakom posušenu, a prema tome kolabiranu kolagenu mrežu, te ju pretvara u rastresitu strukturu u kojoj će biti moguća infiltracija monomerom primera. Presušivanje, gdje jetkana dentinska površina postaje jako dehidrirana, bi naravno trebalo izbjegavati u kliničkoj praksi. Dakle, površinu treba nježno



Slika 3. Nanointerakcijska zona NIZ, sloj tanji od 300nm. (Preuzeto iz 3)

posušiti dok jetkana caklina ne bude bijela, a dentin izgubi sjaj i postane mutan. Najveća mana „dry-bonding“ tehnike je dodatna voda na površini koja se nanosi primerima sa vodom. Takav adheziv se odstranjuje nakon 15 s, nakon rehidracije i infiltracije monomerom, prije svjetlosne polimerizacije. Kako bi se olakšala evaporacija otapala, kod adheziva kojima je voda otapalo, etanol i aceton se dodaju kao pomoćna otapala, što stvara azeotropnu mješavinu. Stvaranje vodikovih veza između vode i etanolskih/acetonskih molekula, ubrzat će isparavanje otapala. Na taj način, jetkajuće-ispirajući adhezijski sustavi sa primerom u vodi kao otapalu su manje osjetljivi na varijacije procesa povezivanja, dok se vodi računa o vlažnosti jetkane dentinske površine (11).

Kemijski sastav jednokomponentnih dentalni adhezijskih sustava, sedma generacija

U svrhu postizanja kvalitetne kovalentne veze između adheziva i kompozita, dentalni adhezivi sadrže smolaste monomere koji su istovjetni s onima koji se nalaze u kompozitnim materijalima. Isto kao kod kompozita, polimerizirajuća smola u adhezivima, koja se naziva i matriks, funkcionira kao kostur i pruža strukturne te fizičko-mehaničke kvalitete. Monomeri se zbog toga smatraju najvažnijim dijelovima adheziva. Razlikujemo dvije vrste monomera: križno – vezne (bifunkcijski) i funkcijske monomere. Funkcijski imaju jednu polimerizirajuću grupu, dok križni imaju dvije ili više. Križni jednim aktivnim skupinama vežu hidrofilni dentin, drugom hidrofobnu

smolu. Naspram funkcijskih imaju jaču snagu adhezivne veze i zato su važni za učvršćivanje adheziva (4).

Jedan od najzastupljenijih monomer koji nalazimo u posljednjoj generaciji adheziva je 4 – methacryloyloxyethyl trimellitic acid (4 – MET) (3). 4–MET prvo se koristio kao promotor adhezije, a kasnije kao demineralizirajući monomer. Dvije karboksilne grupe pričvršćene za aromatsku grupu pružaju kisele i demineralizirajuće osobine te pospješuju vlaženje. Aromatska grupa je hidrofobna i moderira kiselost i hidrofilnost karboksilne grupe. Kao posljedica toga, monomer je topiv u acetonu, slabo topljiv u etanolu i teško topiv u vodi.

Etanol nije pogodno otapalo za ovaj monomer jer može doći do esterifikacije karboksilnih grupa s hidroksilnim grupama, posebno u kiselim uvjetima (4). Zato se kao otapalo koristi smjesa acetona i vode (3). Dodatak otapala smolama je neophodno zbog sastava adheziva koji se vežu za dentin. Niska viskoznost adhezivne smole prisutna je dijelom zbog otopljenih monomera u otapalu i ona poboljšavaju difuzijske karakteristike na mikroretencijskoj površini zuba (4).

Voda kao otapalo ima izvanrednu sposobnost vlaženja kolagene mreže i sposobna je reekspandirati kolabiranu kolagenu mrežu, a aceton lako prodire kroz kolagenu mrežu istiskujući višak vode, hlapeći i ostvljajući monomer u međukolagenim prostorima (6). Zahvaljujući takvoj smjesi monomera i otapalo ne moramo se brinuti je li kavitet prevlažan ili smo ga presušili.

U sastavu kao demineralizirajuću komponentu sadrži ester fosforne kiseline i čestice nanopunila (veličina čestica 0,005 – 0,01 μm) (3). Dok je za kompozitne smole uobičajeno da sadrže čestice punila, to nije uvijek tako kod adheziva. Adhezivi koji sadrže punilo nazivaju se punjenim (filler), za razliku od nepunjenih (4). Njihova uloga je apsorpcija djelovanja žvačnih sila tzv. stres-apsorbirajući potencijal (12).

U svom sastavu adhezivi sedme generacije kao monomer ne sadrži 2 – hidroksietil metakrilat (HEMA) pa ih nazivamo HEMA -free (3). Monomeru HEMA su se pripisivala svojstva povećanja stabilnosti

i snage sveze za dentin. Snizuje viskoznost smole, penetrira u zaostatni sloj, stvara mikromehaničku i kemijsku svezu s dentinom. Budući da je hidrofilna, lako difundira u vlažnim kolagenim vlaknim (1). No, ima i sposobnost apsorpcije vode. To svojstvo dovodi u pitanje njenu mehaničku snagu. HEMA, zbog svojstva apsorpcije vode, fleksibilni je i porozni polimer, a povezuje se i sa diskoloracijom i gubitkom retencije (4).

Novi koncept sveze sa tvrdim zubnim tkivom

Suvremena koncepcija adhezije na dentin zasniva se na hibridnom sloju kao vezi između dentina i smole, zapravo tvrdih zubnih tkiva i restaurativnog materijala. Hibridni se sloj sastoji od monomerom infiltriranog demineraliziranog dentina, ostataka zaostatnog sloja, polimerizirane smole, smolom infiltriranih kolagenih vlakana i kristala hidroksilapatita. Rasporod i međusobni odnosi strukturalnih elemenata dentina imaju velik utjecaj na oblik i kakvoću hibridnog sloja. Heterogena struktura dentina određuje specifična svojstva dentina. Različitost strukture i fiziologije dentina određuje adheziju na dentin kao kompleksnu interakciju između biološkog materijala (dentina) i adhezijskog sustava (13). No, nova generacija adheziva donosi novi koncept sveze s zubnim tkivom.

Istraživanja Ikeda i sur. su pokazala da primjenom 7. generacije adheziva (GB i SSB) nastali hibridni sloj bio vrlo tanak (manje od 300 nm) dok je primjenom drugih adheziva hibridni sloj bio prosječne debljine 3 μm . Također, sveza nastala primjenom 7. generacije sadrži kolagene niti prekrivene molekulama hidroksilapatita. Pretpostavlja se da hidroksilapatitom prekrivena kolagena vlakna ostvaruju kemijsku svezu. Tako ostvarena sveza zubnog tkiva i adheziva nazvana je „nano-interakcijskom zonom“ (14).

Stvara se čvrsta i pouzdana veza ispunjena i dentina (suhi, hidratizirani ili vlažni). Dodatak mikromehaničkoj retenciji stvaranje je kemijske adhezije, slično kod staklenoionomernih cementa. Zahvaljujući nano-interakcijskoj zoni (NIZ) koja je rezultat blage kiseline i dvaju funkcionalnih monomera, stvara se dvostruka adhezija



Slika 4. Jednostavna primjene nove generacije dentalnih adheziva u tri koraka. Nanošenje, ispuhivanje, osvijetljavanje (Preuzeto iz 3)

na caklinu i dentin. 4-MET monomer osigurava čvrstu vezu sa dentinom, a esterski monomer fosforne kiseline čvrstu vezu sa caklinom.

NIZ (Nano Interaction Zone) kombinacija je djelovanja esterskog monomera fosforne kiseline, 4 MET monomera, čestica nano punila, acetona ili vode kao otapala, minimalno dekalificirane zubne površine, koja unaprijed omogućava vlaženje površine, difuziju monomera u zubnu strukturu, a kada je svjetlosno-polymerizirana stvara se ionska veza sa hidroksilapatitnim kristalima u zubnom tkivu. (3).

Prednosti u odnosu na dosadašnje generacije adhezivnih lakova

Jednostavnost uporabe

Adhezija na dentin je osjetljiva na sistem aplikacije i rukovanje. Zbog toga glavni cilj proizvođača je proizvodnja adheziva koji će biti jednostavan za aplikaciju. Princip rada s 7. generacijom je vrlo jednostavan. Aplikatorom se adhezivni lak nanese na zubnu površinu. Nakon 5 – 10 sekundi ispuše pusterom, te osvijetli 20 – 30 sekundi. Rukovanje se zasniva na ABC principu (apply, blast, cure) (3).

Smanjena mogućnost pogreške

Novim sustavom dentinskih adheziva ne postoji opasnost od presušivanja kaviteta, predugog jetkanj ili nedovoljnog jetkanja cakline i dentina

Smanjenje postoperativne osjetljivosti

Postoperativna preosjetljivost je pojava kratkotrajnih i oštrih bolova u području dentina izloženog kemijskim, mehanič-

kim, termičkim i osmotskim podražajima. Kod terapije ove preosjetljivosti bitno je otkriti i otkloniti čimbenike koje su je uzrokovali i zaštititi zubno tkivo od daljnje destrukcije koje može ugroziti pulpu (2).

Zbog predugog trajanja samog postupka jetkanja ili nedovoljnog ispiranja vodom kiselina može uzrokovati oštećenje tkiva. Prilikom oštećenja stanica u mikro-okolišu nociceptora izlazi K⁺ iz stanice u izvanstanični prostor i pobuđuje osjet boli. Osim K⁺ u pobuđivanju nociceptora sudjeluju i drugi medijatori upale poput bradikina i arahidonske kiseline, koja nastaje raspadom stanične membrane (15).

Osim direktnog oštećenja prisutnost kiseline može uzrokovati poremećaj ravnoteže tekućine u dentinskim tubulusima, što je po hidrodinamskoj teoriji uzrok nastanka boli (16).

Budući da sedma generacija ne zahtjeva posebne korake jetkanja cakline i kondicioniranja dentina i sušenje, potom nanošenje adhezivnog laka, dentinski tubulusi nisu ni u jednom koraku u potpunosti izloženi, čime je eliminirana postoperativna osjetljivost. 5% nano punilo brtvi dentinske tubuluse, što će dodatno smanjiti pulpnu osjetljivost, mikropukotine i mikrobnu invaziju.

Analiza snage sveze i pojave mikropropuštanja

Kvalitetna adhezija materijala za nadoknadu tvrdog zubnog tkiva neophodna je za klinički uspjeh i trajnost ispuna. Ona uvelike ovisi o snazi sveze materijala i zubnog tkiva, te pojavi rubnog propuštanja. Unatoč značajnom napretku adhezijskih sustava, sveza adheziva i zubnog

tkiva ostaje najslabija točka u postupku restauracije tvrdih zubnih tkiva. Izloženost zubno-adhezijske sveze oralnom mediju dovodi do diskoloracije zuba, loše marginalne adaptacije, gubitka retencije i sekundarnog karijesa, što umanjuje trajnost rada (17).

Zbog toga posljednjih godina veliki broj istraživanja radi se na ispitivanju snage sveze i pojavi rubnog propuštanja između adheziva i tvrdih zubnih tkiva.

Rubno propuštanje je prolaz bakterija, tekućine, molekula ili iona između stijenke ispuna i zubnog tkiva. Svi materijali za nadoknadu zubnih tkiva koji u svom sastavu sadrže smolu podložni su polymerizacijskom skupljanju i površinskom stresu što može dovesti do formiranja rubnog propuštanja i pukotina. Današnji adhezivi prema istraživanjima nisu sposobni nepropusno zatvoriti rubove ispuna i spriječiti mikropropusnost (4).

U zadnjem desetljeću razvojem all-in-one samojetkajućih adhezijskih sustava, koji pripadaju 6. generaciji i danas razvojem 7. generacije cilj je bio učiniti uporabu adheziva jednostavnijom, skratiti korake u procesu aplikacije, te smanjiti mogućnost pogreške i osjetljivost same tehnike. Kako kod adheziva 7. generacije nije potrebno ispirati kavitet vodom niti sušiti, veća je mogućnost izvođenja tehnički idealnog ispuna i manja je mogućnost postoperativne osjetljivosti jer se ne koristi jetkanje fosfornom kiselinom. Usprkos navedenim prednostima snaga sveze all-in-one sustava nije veća od snaga sveze dvokomponentnih ili trokomponentnih sustava.

Kallanos i sur. (18) su ispitivali pojavu mikropropuštanja u preparacijama I razreda koristeći adhezive 5., 6., i 7.

generacije. Najbolje rezultate su postigli adhezivi 5. generacije, koji su pokazali najmanju pojavu mikropropuštanja.

Söderholm i sur. (19) su ispitivali snagu sveze uspoređujući 4. i 7. generaciju. Veća vrijednost snage sveze postigla se primjenom adheziva 4. generacije.

Zbog navedenih rezultata preporuča se aplikacija u dva sloja adheziva 6. i 7. generacije tj. all-in-one sistema u svrhu dobivanja čvršće sveze (20).

Budući da čvrstoća i trajnost sveze ispunja sa zubnim tkivom ovisi o kvaliteti hibridnog sloja tj. više o pravilnoj impregnaciji nego o debljini hibridnog sloja, predlaže se poboljšanje monomerne infiltracije da bi se smanjilo upijanje vode i raspadanje kolagenih vlakana.

Nanošenjem dodatnog hidrofobnog adhezivnog sloja na već nanešeni i polimerizirani sloj novih adhezijskih sustava pokazao se kao dobra metoda. Time se ojačava prijanjanje i sprječava nekompatibilnost s kompozitom. Novi hidrofobni sloj na one-step adhezivu doveo je do smanjenja koncentracije vode, te povećanja gustoće i ujednačenosti hibridnog sloja.

Tehnika nanošenja u više slojeva pokazala se uspješnom za povećanje stabilnosti i snage sveze, te smanjenja nanopropuštanja. Hashimoto i sur. su dokazali kako se snaga sveze povećava sa svakim novim slojem, dok se nanopropuštanje smanjuje sve do četvrtog sloja, gdje ga praktički više i nema.

Upotreba inhibitora matriksne metaloproteinaze (MMP) kao dodatak adhezivu pokazala se uspješnom u redukciji starenja hibridnog sloja, reducirajući aktivnost endogenih dentinskih enzima, koji su se pokazali odgovorni za raspadanje kolagenih vlakana. Metoda korištenja električne struje za povećanje impregnacije dentina monomerima adheziva pokazala se uspješnom u redukciji nanopropuštanja i povećanju stabilnosti sveze.

Zaključak

Adhezijska tehnologija je znatno napredovala u zadnjem desetljeću. Slabe strane all-in-one samojetkajućih adheziva, konvencionalnih jetkajućih-ispirućih adhezija u tri faze i samojetkajućih u dvije faze, su još uvijek referentna točka u svakodnevnom kliničkom radu. Pri vezivanju za caklinu, jetkajuće-ispiruću pristup

se preferira, jer se smatra jednostavna mikromehanička interakcija dovoljno jakom za ostvarivanje trajne veze.

Pri vezivanju za dentin, blagi samojetkajućih adhezivi ostvaruju dodatnu kemijsku vezu sa preostalim hidroksilapatitom i također doprinosi njenom trajanju.

Kada se radi o svezivanju sa caklinom i dentinom istovremeno, najbolji rezultati su postignuti primarno jetkanjem cakline, a potom aplikacijom samojetkajućeg adheziva i na caklinu i na dentin (11).

Rubno propuštanje između ispunja i zubnog tkiva manje je uz korištenje samojetkajućih adhezivnih sustava nego uz korištenje klasičnih sustava. Klinička primjena samojetkajućih sustava lakša je i jednostavnije u usporedbi sa klasičnim. Najkraće vrijeme rukovanja imaju all-in-one samojetkajućih adhezivi (4). ☺

LITERATURA

1. Azinović K. Dentinski adhezivi: Sastav, podjela I klinička primjena (diplomski rad). Zagreb: Stomatološki fakultet, 2006.
2. Spajić J. Samojetkajućih caklinski-Đ dentinski adhezijski sustavi (diplomski rad). Zagreb: Stomatološki fakultet, 2005.
3. <http://www.gcamerica.com>
4. Negovetić Đ Vranić D. Analiza rubnog zatvaranja i kvalitete samojetkajućih adhezivnih sustava (disertacija). Zagreb: Stomatološki fakultet, 2008.
5. Tadin A. Uzroci i posljedice rubne pukotine pri zbrinjavanju zubi ispunom. (diplomski rad). Zagreb: Stomatološki fakultet, 2003.
6. Tarle Z. Caklinski-dentinski adhezijski sustavi. Jerolimov V. Osnove stomatoloških materijala. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2005.
7. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Microtensil bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. Dent Mater 2001; 18: 359-69.
8. Bućan M. Dentinski adhezivi i dinamički supstrat tvrdih zubnih tkiva (diplomski rad). Zagreb: Stomatološki fakultet, 2003.
9. Kanchana W, Toru N, Dinesh SW, Shizuko I, Junji T. Reinforcement of dentin

in self-etch adhesive technology: A new concept. J Dent. 2009

10. Pandurić V. Prosudba adhezijskih i kohezijskih fraktura stereomikroskopom i holografskom interferometrijom (disertacija). Zagreb: Stomatološki fakultet, 2003.
11. Roulette JF, Kappert HF. Statement: Diagnostics and Therapy in Dental Medicine Today and in the Future. Quintessence publishing, 2009.
12. Pavelić B. Osnove dentinskih adhezijskih sustava: Sonda 2002; 5; 40-2
13. Azinović Z. Biološki temelji hibridizacije dentina. Acta Stomatol Croat 2003; 37(3): 313
14. Ikeda T, Koshiro K, Inoue S, Sano H. New concept of resin-dentin interfacial adhesion: The nanointeraction zone. J Biomed Mater Res 2006;
15. Gamulin S, Marušić M. i sur. Patofiziologija 4. Zagreb: Medicinska naklada, 1998.
16. Šutalo J. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. Zagreb: Naklada zadr, 1994.
17. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De stefano E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. Dent Mater 2008; 24; 90-101
18. Kallenos TN, Al-Badawai E, White GE. Al in vitro evaluation of microleakage in class I preparations using 5th, 6th and 7th generation composite bonding agents. J Clin Pediatr Dent 2005; 29(4): 323-8
19. Söderholm KJ, Guelmann M, Bimstein E. Shear bond strength of one 4th and two 7th generation bonding agents when used by operators with different bonding experience. J Adhes Dent 2005; 7(1): 57-64
20. Yasuko N, Wataru S, Seiko H, Futami N, Takatsumi I, Toru T. Effect of double-application of all in one adhesives on dentin bonding. J Dent 2005; 33(7): 65-72
21. Sillas Duarte Jr, Jin-Ho P, Fabiana Mansur V, Avishai S. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. Dent Mater 2009; 25: 589-600