

PODJELA CAKLINSKO DENTINSKIH ADHEZIJSKIH SUSTAVA

**Prof. dr. sc. Zrinka Tarle
Dr. sc. Alena Knežević**

**Zavod za dentalnu patologiju
Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu
tarle@sfgz.hr**

Uvod

Adhezija je spajanje različitih materijala privlačenjem atoma i molekula (1). Caklinsko-dentinski adhezijski sustavi imaju ulogu posrednika u svezivanju i retenciji kompozitnih materijala uz tvrda zubna tkiva. Osnovni princip adhezije temelji se na izmjeni anorganskog materijala uklonjenog iz zuba sa smolastim monomerom koji se mikromehanički uklještiti u stvorenim porama (2).

Adhezivi prijanjaju uz tvrda zubna tkiva:

- mikromehanički (prodorom jednog materijala u drugi)
- kemijski (ionskim i kovalentnim svezama)
- fizički (van der Waalsovim i vodikovim svezama)

Zbog navedenog načina svezivanja adhezijski ispuni omogućuju maksimalnu štednju tvrdog zubnog tkiva, minimalno invazivne preparacije, te popravke postojećih ispuna bez ponovnog otvaranja prethodno zabrtvljenih dentinskih tubula. Osim anatomske i funkcijske nadoknade izgubljenog tvrdog zubnog tkiva, osiguravaju estetski optimalna rješenja i uvelike proširuju indikacijski spektar konzervativnih zahvata.

Za ostvarenje adhezije potrebno je pripremiti površinu zuba kako bi se ostvario blizak kontakt adheziva i adherenda te omogućilo vlaženje dentina adhezivom niske viskoznosti.

Sam koncept svezivanja smola uz tvrda tkiva počeo je uvođenjem postupka 30 sekundnog jetkanja cakline fosforom kiselinom još 1955. godine. Buonocore je uočio mikromehaničku retenciju polimetil-metakrilatne smole (PMMA) u caklini. Međutim, bez obzira na uspješnu adheziju u caklini, za kompenzaciju volumetrijskog skupljanja kompozitnih materijala i usavršavanje izrade adhezijskih ispuna, nužno je bilo ostvariti i adheziju u dentinu. Kako su caklina i dentin strukturno različiti, i postupci adhezije ovise o supstratu koji se tretira.

Adhezija u caklini i dentinu

Caklina je, zbog izrazito visokog mineralnog sadržaja, iznimno tvrdo tkivo. Sadrži 95-96% kristala hidroksilapatita (kalcijevog fosfata), 1-2% organske tvari i 3% vode. Građena je od prizmi prosječnog promjera 5 μm . Ima ih 20000-30000/ mm^2 . Unutar prizmi, kristali hidroksilapatita paralelni su sa smjerom same prizme, dok su u interprizmatском prostoru orijentirani u drugom smjeru. Prizme počinju okomito na caklinsko-dentinsko spojište (CDS), a spram površine zuba čine kut od 55-100°. Okomite na površinu zuba su samo na vrhu kvržice i na kutu interproksimalnih grebena.

Kao posljedica mehaničko-toplinske obrade kaviteta nastaje **zaostatni sloj (smear layer)**, a sastoji se od 1-2 μm debelih nakupina čestica anorganskog tkiva, organskih sastojaka, krvnih stanica, sline, vode i mješurica zraka. Primjenom različitih adhezijskih postupaka potrebno ga je ukloniti ili modificirati uklopiti u budući hibridni sloj.

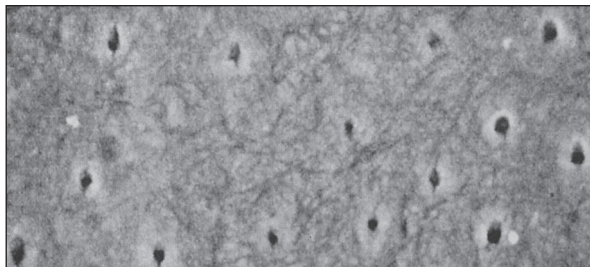
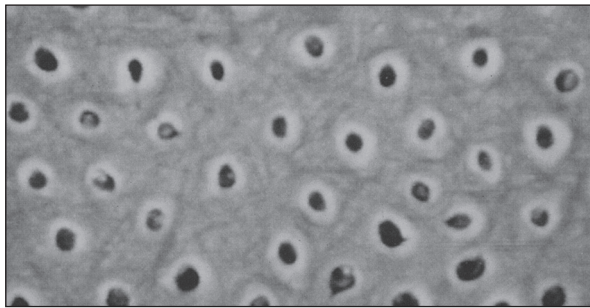
Jetkanje cakline provodi se najčešće i najuspješnije 30 - 40% ortofosforom kiselinom 30 sekundi. Jetkanjem se razaraju kristali hidroksilapatita, odstranjuje se stara i kemijski zasićena površina cakline, uklanja glikoproteinska ovojnica i zaostatni sloj, te se time povećava reaktivna površina. Selektivno rastapanje kristala hidroksilapatita praćeno je polimerizacijom smole koja se apsorbira kapilarnim privlačenjem unutar stvorenih pora. Nastaju dva tipa uklještenja: "makro-zupci" (macro-tags) na periferiji prizme i brojni "mikro-zupci" (micro-tags) kao rezultat polimerizacije smole unutar sitnih jetkanih pora u srži svake prizme.

Dentin je manje mineralizirano tkivo od cakline, a sadrži 67% anorganske tvari, 21% organske tvari i 12% vode. Anorganski dio čini uglavnom hidroksilapatit, a organski tip I kolagena. Dentin je po tvrdoći između cakline i kosti. Vrlo je elastičan, što je nužno za pravilno funkcioniranje zuba, jer omogućava fleksibilnost i prevenira frakture lomljive cakline.

Dentin je vrlo heterogene strukture. Građen je od gusto složenih dentinskih kanalića (tubula), koji sadrže citoplazmatske produljke formativnih stanica dentina - odontoblaste, i periodontoblastični prostor ispunjen: proteinskom intratubulusnom tekućinom, intratubulusnim depozitom kolagenih vlakana, mineralima, organskim tvarima odontoblastičnog nastavka i mehanoreceptorima živčanog završetka. Prosječan broj tubula varira od 65000/ mm^2 neposredno uz pulpu do 15000/ mm^2 uz caklinsko-dentinsko spojište (slike 1 i 2).

Promjer tubula varira od 2.5 μm uz pulpu do 0.9 μm uz CDS. Dentinski tubuli sadrže i ogranke koji se odvajaju svakih 1-2 μm pod kutem od 45°, a promjera su 300-1000nm. Unutrašnjost tubula prekrivena je intratubulusnim dentinom koji tvori visoko mineraliziran zid debljine 45nm uz pulpu i 750 nm uz CDS. Navedeni parametri uvelike utječu na permeabilnost dentina s obzirom na udaljenost od pulpe. Važno je poznavati razlike u histološkoj građi primarnog, sekundarnog, tercijarnog, intratubulusnog, intertubulusnog, interglobularnog i sklerotičnog dentina.

Svezivanje za dentin je mikromehaničko i kemijsko. U dentinu, jetkanjem ortofosforom kiselinom (maksimalno 15 sekundi) dolazi do izlaganja kolagene mreže ogoljene od hidroksilapatita. Površinskom demineralizacijom kolagen gubi potporu i nastaje "čupava površina" kolagenih niti koje vire iz intertubulusnog dentina. Dentinski tubuli su otvoreni, a njihovi zidovi također su demineralizirani. Primarni mehanizam svezivanja baziran je na difuziji smole u tubule i infiltraciji eksponirane kolagene mreže smolom (3, 4, 5). Kakvoća sveze ovisi o vlažnosti površine dentina, koncentraciji i aplikaciji kiseline i načinu polimerizacije (6). Kemijska se sveza ostvaruje između intertubulusnog dentina i bifunkcijskih



Slika 1. Gustoća i promjer dentinskih kanalića u blizini pulpne komorice (1000x).
Slika 2. Gustoća i promjer dentinskih kanalića u blizini caklinsko-dentinskog spojišta (1000x).
Slike 1 i 2 su preuzete iz knjige «Preservation and restoration of tooth structure» (Graham J. Mount, W.R. Hume)

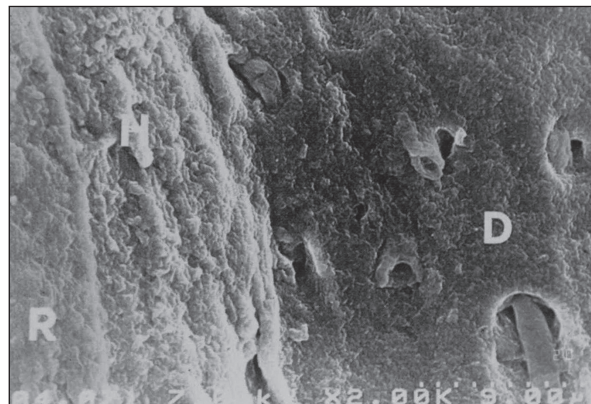
molekula primera. Karboksilne kiseline mogu adherirati i za hidroksilapatit ionskim svezivanjem, što rezultira stvaranjem kalcijevih soli. Međutim, pravo kemijsko svezivanje je nesigurno, zbog slabog afiniteta funkcijskih monomernih skupina spram ogoljenog kolagena. Takva izazovna monomerno-kolagena interakcija vjerojatno je osnovni razlog nanopropuštanju.

Hibridizacija dentina

Hibridni sloj definirao je Nakabayashi 1982. godine kao interdifuzijsku područje smole, kolagenih niti i djelomično demineraliziranog intertubulusnog i intratubulusnog dentina (slika 3)(7,8).

Za stvaranje hibridnog sloja nužno je pripremiti dentinsku površinu uklanjanjem ili otapanjem zaostatnog sloja i demineralizirati dentin (jetkanjem ili kondicioniranjem). Slijedi infiltracija ekspanzirane kolagene mreže polimerizirajućim hidrofilnim monomerima (priming-temeljni premaz; promotor adhezije) i konačni, hidrofobni adhezijski premaz (bonding), koji ostvaruje potpunu infiltraciju nenapunjenih međukolagenih pora smolom (9,10). Rezultat ovakvog pristupa u tri odvojena koraka (od kojih neki mogu biti spojeni), rezultira hibridizacijom, odnosno stvaranjem smolom infiltriranog dentina, sa smolastim zupcima (resin tags) u otvorenim dentinskim tubulima i mikrozupcima u lateralnim tubulusnim ograncima. Tri su specifične ultramorfološke promjene rezultat hibridizacije monomerom: obložena kolagena vlakna poput "čupavog tepiha", hibridizacija tubulusnog zida i smolasti zupci koji hermetički zatvaraju pulpo-dentinski kompleks, štite ga od mikropropuštanja i posljedičnog ulaska bakterija, te mikro-smolasti zupci, odnosno lateralna tubulusna hibridizacija. Na taj način dolazi do pomirbe hidrofilnog dentina i hidrofobne restorativne kompozitne smole.

Hibridni sloj može djelovati kao elastični odbojnik, jer apsorbira stres koji se javlja pri polimerizaciji i na taj način prevenira nastanak rubne pukotine.



Slika 3. Dentin (D) sa smolastim zupcima, hibridni sloj (H) i kompozitna smola (R) pri povećanju od 1000x.
Preuzeto od Goracci G. The latest discoveries in adhesion: Recent studies. Proceeding from the second International Symposium St. Margherita Ligure, Italy 1998;36-40.

Sastav caklinsko - dentinskih adhezijskih sustava

Caklinsko - dentinski adhezijski sustavi sastoje se od tri zasebne ili dijelom spojene komponente specifičnog djelovanja. To su:

Jetkajuća ili kondicionirajuća otopina - odgovorna je za demineralizaciju supstrata i ekspaniranje ogoljele kolagene mreže. Pojam jetkanja predmnijeva uklanjanje zaostatnog sloja i čepova i uzrokuje površinsku demineralizaciju dentina do dubine 2-5 μm . Kisela komponenta dovodi do uklanjanja anorganskog dijela zuba, za razliku od pojma kondicioniranja, gdje dolazi do proširenja tubula povećanjem njihovog unutarnjeg volumena, dok dio anorganske komponente zuba ostaje sačuvan.

Primer kao temeljni namaz, odnosno promotor adhezije - odgovoran je za infiltraciju, prožimanje supstrata.

Adheziv ili bond kao završni premaz, odgovoran je za konačno oblikovanje hibridnog sloja, smolastih zubaca i lateralnih mikrozubaca konačnom polimerizacijom.

Podjele caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava

1. Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema generacijama
2. Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema broju komponenti
3. Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema broju faza rada

Ad 1, 2, 3) Najčešće rabljena podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava je kronološka klasifikacija temeljena prema pojavljivanju proizvoda na tržištu. Vrlo je uobičajena podjela adhezijskih sustava prema broju komponenti u sustavu ili broju faza u radu. Međutim, s obzirom na znanstvenu neutemeljenost ovakvih podjela i mogućnost podjele adhezijskih sustava spram relevantnih čimbenika, logičnije je dijeliti ih na slijedeći način.

4. Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema otapalu
5. Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema interakciji sa zubnim tkivom

PODJELA CAKLINSKO DENTINSKIH ADHEZIJSKIH SUSTAVA

Ad 4) Najistaknutiji čimbenik za odlike rukovanja caklinsko-dentinskog adhezijskog sustava je otapalo koje ima ulogu transportnog sredstva za monomere primera, poboljšava vlaženje i penetraciju (11). Nakon infiltracije ogoljele kolagene mreže primerom, otapalo se mora ukloniti ispuhivanjem. Otapala koja se rabe su:

- aceton
- voda
- alkohol

Ovisno o otapalu, preferira se svezivanje na vlažan ili suhi dentin. Teško je odrediti i razlučiti pojam suhog i vlažnog dentina. Nakon jetkanja dentin je vlažan, nakon nježnog ispuhivanja zrakom ili apsorpcije vode sterilnom vaticom, sjajne je površine bez vidljive vode. Suh dentin predmnijeva ispuhivanje dentina do površine koja nije sjajna, ali to isključuje presušivanje. Međutim, presušivanje ili ostavljanje pretjerano vlažne površine dentina rezultira nanopropuštanjem, mikropropuštanjem i preosjetljivošću te posljedičnom kompromitacijom adhezijskog ispuna.

Svezivanje za demineralizirani dentin temelji se na infiltraciji vodom popunjenih prostora između kolagenih fibrila hidrofilnim monomerom i zamjenom vode polimerizirajućom organskom matricom, nakon evaporacije otapala.

Aceton kao otapalo nema sposobnost reekspandiranja i infiltracije kolabirane, presušene kolagene mreže. Stoga se acetonski adhezivi nanose na vlažan dentin gdje je kolagena mreža u ekspaniranom stanju. Aceton lako prodire kroz kolagenu mrežu istiskujući vodu, hlapec i ostavljajući bifunkcijski monomer u međukolagenim prostorima.

Voda kao otapalo ima izvanrednu sposobnost vlaženja kolagene mreže i sposobna je reekspandirati kolabiranu kolagenu mrežu pa se stoga nanosi na suh dentin. Vodeni adheziv u vlažnom dentinu rezultirao bi nemogućnošću hlapljenja otapala i dodatnim razrjeđenjem monomera te konačnom insuficijentnom infiltracijom demineraliziranog dentina.

Alkohol kao otapalo karakterizira mogućnost funkcioniranja i u vlažnom i u suhom dentinu. Bitno je istaknuti da se na vlažni dentin adheziv nanosi u više slojeva, a na suhi s produženim kontaktnim vremenom.

Ad 5) Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava spram interakcije sa zubnim tkivom može se promatrati kroz tri aspekta:

1. adhezijski sustavi koji uklanjaju zaostatni sloj - jetkajuće/ispirajući adhezijski sustavi (JIAS);
2. adhezijski sustavi koji rastapaju zaostatni sloj - samojetkajući adhezijski sustavi (SAS)
3. stakleno-ionomerni adhezijski sustavi (SIAS)

Ad 1) Većina suvremenih adhezijskih sustava oslanja se na koncept potpunog jetkanja, što predmnijeva zasebne faze jetkanja i ispiranja (JIAS). Nadalje, mogu se aplicirati u tri uzastopna koraka: jetkanje kiselinom, temeljni premaz - primer i konačni premaz-adheziv.

Prvi korak - jetkanje - uključuje aplikaciju kiseline koja demineralizira površinski dentin eksponirajući 3-5µm kolagenu mrežu.

Drugi korak - aplikacija primera - promotora adhezije. Primer sadrži polimerizirajuće, hidrofilne monomere otopljene u acetonu, vodi ili alkoholu. Nosi ih kroz nano-kanale vlažne kolagene mreže i stvara zasebni omotač oko svakog kolagenog vlakna. Nježnim ispuhivanjem površine premazane primerom, uklanja se otapalo i zaostaje sjajan film na površini.

Konačni korak - nanošenje hidrofobne smole - adheziva u svrhu završnog popunjavanja međukolagenih pora .

Rezultat toga je stvaranje hibridnog sloja i zubaca nisko-viskozne smole u tubulima. Optimalna procedura omogućava hermetičko brtvljenje pulpno-dentinskog kompleksa i sprječava mikro i nanopropuštanje.

Želeći pojednostavniti postupak, nastali su adhezivi sa spojenom fazom primera i adheziva u jednoj otopini (bočici, "one-bottle") uz zasebno početno jetkanje i ispiranje. U ovom je slučaju važno ne samo zasititi kolagenu mrežu monomerom, nego i ostvariti dostatno debeo smolasti sloj na vrhu hibridnog sloja i omogućiti "koncept elastičnog svezivanja". Ovaj se problem rješava višestrukim nanošenjem acetonskih adheziva ili uporabom nanopunjenih adheziva, kako bi se postigla jednoličnost hibridnog sloja te poboljšala stabilnost i trajnost sveze.

Prednost potpuno jetkajućih adheziva je zadovoljavajuće svezivanje uz caklinu i dentin i dostatna debljina hibridnog sloja, a nedostaci su osjetljivost postupka, rizik od pretjeranog jetkanja, neodgovarajućeg ispiranja, mogućnost ostavljanja presušenog ili prevlažnog dentina, rizik od pretankog sloja nedostatno polimeriziranog zbog inhibicije kisikom (adhezivi u jednoj bočici), i nedostatnog prožimanja demineraliziranog dentina.

Ad 2) Samojetkajući adhezijski sustavi (SAS) su adhezivi koji rastapaju zaostatni sloj. Temelje se na simultanom kondicioniranju i infiltriranju (priming) demineralizirane caklinske i dentinske površine. Klinički pokazuju vrlo dobar uspjeh, jer ne zahtijevaju postupak jetkanja i ispiranja čime se smanjuju pogreške nastale pri aplikaciji i rukovanju s kiselinom, nisu osjetljivi na uvjete vlažnosti supstrata, što uvelike reducira postoperativnu preosjetljivost i štede vrijeme. Objedinjenje dvije početne faze u adhezijskom tretmanu moguće je zbog primjene tzv. samojetkajućih primera temeljenih na fosfatnim (PENTA, 10-MDP, HEMA-fosfat, di-HEMA-fosfat) ili polikarboksilnim monomerima i kiselinama (4-MET, metakrilatna polialkenoična kiselina, maleična i itakonična kiselina).

Ovi adhezivi otapaju i djelomično demineraliziraju zaostatni sloj. Obzirom da se ne ispiru s tretirane površine, nego se samo ispuhuju zrakom, otopljeni zaostatni sloj kao i kristali hidroksilapatita ugrađuju se u novonastali hibridni sloj. Kako kolagena vlakna nisu u potpunosti ogoljela, preostali hidroksilapatit može služiti kao receptor za kemijsku svezu fosfatnih ili karboksilnih skupina s funkcijskim monomerima. Uz navedene prednosti, nužno je istaknuti da je hibridni sloj tanji, a čepovi u tubulima kraći. Pitanje je je li debljina hibridnog sloja presudna. Kod uporabe SAS hibridni sloj je tanji, ali je zbog usklađene demineralizacije tvrdog zubnog tkiva i infiltracije smolom jednoličan. Mišljenja oko jetkanja sklerotičnog dentina i cakline su podijeljena. S obzirom na kiselost i agresivnost kiseline, mogu se razlikovati "jaki", "blagi" i "umjereni" SAS.

- 1) "Jaki" samojetkajući adhezivi obično imaju pH 1 ili niže što dovodi do jačeg demineralizacijskog učinka. U slučaju cakline učinak je daleko bolji od učinka

PODJELA ČAKLINSKO DENTINSKIH ADHEZIJSKIH SUSTAVA

umjerenih SAS, a u dentinu je kolagen gotovo u potpunosti demineraliziran. Debljina hibridnog sloja iznosi 2-3 μm i pokazuje sva svojstva dubinske interakcije s dentinom, što predmnijeva izgled kolagena poput čupavog saga na vrhu hibridnog sloja, hibridizaciju tubulusnog zida i lateralnu tubulusnu hibridizaciju. Prigovara im se slabljenje svezujućih sposobnosti zbog zaostale vode unutar adhezijske površine.

- 2) "Blagi" SAS imaju pH oko 2 i samo površinski ($1\mu\text{m}$) demineraliziraju dentin što uz nužnu mikromehaničku retenciju osigurava i kemijsko svezivanje za kalcij preostalog hidroksilapatita. Rezidualni hidroksilapatit omogućava kemijsku intetrakciju na molekulskom nivou stvaranjem stabilnih kalcij-karboksilatnih i kalcij-fosfatnih sveza otpornih na hidrolizu i degradaciju (12). Jasno da i kod "blagih" SAS postoji problem, a to je nedostatan prožimanje cakline i sklerotičnog dentina. Kako je caklina visoko mineralizirano tkivo, a sklerotični dentin je također hipermineraliziran i posjeduje intratubulusne kristale koji narušavaju ulazak smole u tubuluse, ovakav je supstrat potrebno dodatno tretirati.
- 3) "Umjereni jaki" SAS imaju pH oko 1.5 i dovode do potpuno demineraliziranog vrha hibridnog sloja i djelimice demineralizirane baze. Prijelaz demineraliziranog do intaktnog dentina je postupan i uključuje nazočnost hidroksilapatita u dubini od $1\mu\text{m}$, što omogućuje kemijsku međumolekulsku interakciju, dok im pojačana kiselost u odnosu na "blage" SAS omogućuje bolje uklještenje u caklini i dentinu.

SAS mogu biti jednokomponentni ili dvokomponentni. Zbog ugradnje zaostatnog sloja u hibridni sloj danas je nakana inkorporirati antibakterijsku komponentu (12 metakriloliloksidodecil piridinij bromid - MDPB) u samojetkajuće sustave (13).

Ad 3) Stakleno-ionomerni adhezijski sustavi (SIAS) temelje se na kombinaciji smole i staklenog ionomera. Bez obzira na mogućnost direktnog svezivanja uz tvrda zubna tkiva, tretman zuba slabom poliakrilnom kiselinom (kondicionerom) u trajanju od 10-20s, bitno pojačava učinak svezivanja. Nakon ispiranja i nježnog sušenja površine, dolazi do učinka čišćenja uklanjanjem zaostatnog sloja, parcijalnom demineralizacijom i stvaranjem mikroporoznosti do dubine $0.5\mu\text{m}$; mikromehaničkog uklještenja plitkom hibridizacijom i kemijske interakcije poliakrilne kiseline sa zaostatnim hidroksilapatitom. SIAS ostvaruju i primarnu kemijsku svezu stvaranjem ionske sveze između karboksilne skupine poliakrilne kiseline i kalcij hidroksilapatita koji ostaje oko eksponirane kolagene mreže. Kalcijeve soli su vrlo teško topljive, što omogućava postojanost kemijske sveze. Za staklene ionomere je tipično stvaranje stabilne i snažne "gel-faze" na dodirnoj površini između $0.5-1\mu\text{m}$ plitkog hibridnog sloja i

stakleno ionomernog matriksa. Snaga adhezeriranja uz zub je slična "blagim" SAS, uz razliku da SAS rabe monomere niske molekulske težine, a stakleni ionomeri polimere na bazi poliakrilne kiseline visoke molekulske mase.

Literatura

1. Šutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Grafički zavod Hrvatske, Zagreb, 1988.
2. Van Meerbeck B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001;6:119-24.
3. Inoue S, Van Meerbeck B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion mechanism of self-etching adhesives. 3 rd Int. Kuraray Symposium; Advanced Adhesive Dentistry; 1999 December 3-4; Granada. Cirimido: Grafiche Erredue, Copyright-Kuraray Co.Ltd.; 2000.p-131-48.
4. Goracci G. The latest discoveries in adhesion: Recent studies. *Proceeding from the second International Symposium St. Margherita Ligure, Italy* 1998;36-40.
5. De Souza Costa CA, Hebling J, Hanks CT. Current status of pulp capping with dentin adhesive system: a review. *Dent Mater* 2000;16:188-97.
6. Tarle Z, Meniga A, Knežević A, Šutalo J, Ristić M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil* 2002;29(7):662-667.
7. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-273.
8. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentinal complex. *Critical review in Oral Biology and Medicine* 1996;7:104-33.
9. Van Meerbeck B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28-3:215-235.
10. Nakaoki Y, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Effect of residual water on dentin bond strength and hybridization of a one-bottle adhesive system. *Oper Dent* 2002;27:563-68.
11. Lenhard M. Composite restorations 1.0. Ivoclar/Vivadent 2001:15-7.
12. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long- term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo *J Dent Res* 1999;78(4):906-11.
13. Imazato S, Kinimoto Y, Tarumi H, Ebisu S, Tay FR. Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dent Mater* 2003;19:313-9.