

---

# Nytt om bonding

JON E. DAHL

Det primære mål for fyllingsterapi er å danne en tett forbindelse mellom fyllingsmaterialet og dentin/emalje i den preparerte kaviteten. Den iboende kontraksjon under polymerisasjon av resinbaserte materialer er i denne sammenheng ugunstig, men vanskelig å unngå. Den kan reduseres ved lagvis applisering og polymerisering av fyllingsmaterialet og ved bruk av andre monomersystemer enn metakrylater som de fleste produkter i dag består av. Bruk av bondingsystemer skal motvirke kontraksjonen og redusere spaltetdannelse mellom tann og fylling. Bondingprodukter som gir økt mikromekanisk retensjon for fyllingsmaterialet, har muliggjort mer biologisk kavitetspreparering gjennom innføringen av såkalt "minimal invasive dentistry", hvor hovedprinsippet er å fjerne kariøst vev og la mest mulig frisk tannsubstans bestå. Til tross for introduksjon av modifiserte og til dels forbedrede bondingprodukter, er denne sonen det svakeste leddet i fyllingsterapien.

## Terminologi og prinsipper

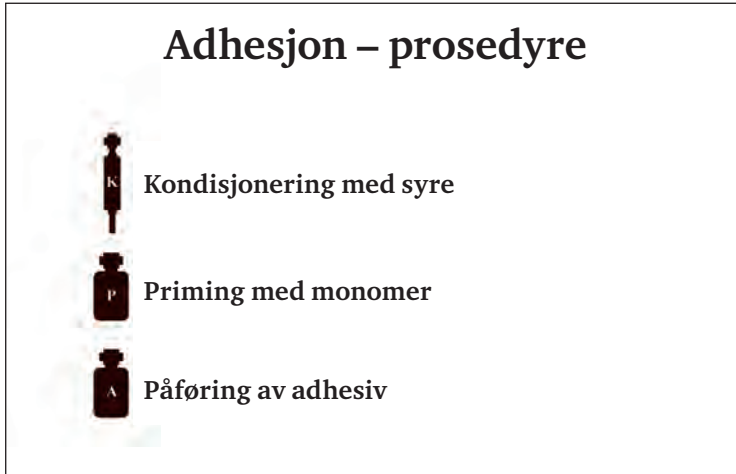
Ordet bonding benyttes dels om prosedyrene som brukes for å feste eller binde fyllingsmaterialer (fortrinnsvis komposit) til tannsubstans og dels om de materialene som anvendes til dette. Et mer skandinavisk uttrykk for materialene ville være bindingsprodukter, men dette synes ikke lett å innarbeide blant våre kolleger. Derimot benyttes emalje- og dentinbinding om selve prosedyren (1). Adhesivsystemer er en annen betegnelse, men heller ikke det er noen god skandinavisk betegnelse. I denne artikkelen er det valgt å bruke bondingsystemer og -produkter.

Alle produkter inneholder de tre grunnkomponentene i emalje- og dentinbinding (Fig. 1), (I) kondisjonering av tannoverflaten, (II) priming med polymeriserbare monomer i et løsningsmiddel og (III) adhesjon med resinblanding hvoretter resinbasert fyllingsmateriale eller sement appliseres (1). Fyllingsmaterialet og sementen bindes til adhesivlaget gjennom ko-polymerisering av frie grupper i oksygeninhibisjonslaget i overflaten.

I prinsippet er prosedyren for binding til emalje og dentin den samme, men ved at disse to vevene har ulik sammensetning, vil det også bli kvalitative forskjeller i selve bindingen mellom tann og materiale (2). Emalje består av ca. 95 % hydroxylapatitt; i dentin er det ca 70 % mineraler og resten utgjøres av organiske forbindelser som kollagen og vann (12 %) (2). Den store andelen vann og organisk materiale gjør binding til dentin til en utfordring. I tillegg dannes det et såkalt "smear"-lag på overflaten av dentin og emalje når tannsubstans prepareres. "Smear"-laget som består av hydroksylapatitt og kollagen, tetter dentintubuli og gjør dentinet mindre permeabelt, men er samtidig porøst og tillater en viss diffusjon av væske fra pulpasiden ut i kaviteten.

Til kondisjonering av tannoverflaten benyttes en syre, oftest 30 %-37,5 % fosforsyre, eller sure monomerer. Kondisjoneringen fjerner "smear"-laget, demineraliserer det ytterste av emalje og dentin og etterlater et lag fritt kollagen i dentinet. Kollagen virker som et substrat for binding mellom dentin og fyllingsmateriale. Primeren trenger inn i den etsede tannoverflaten, og danner på dentinoverflaten et såkalt hybridlag bestående av kollagen, resin, hydroksylapatitt og noe vann. Siden primeren har både hydrofile og hydrofobe egenskaper, danner den bindeleddet mellom tannoverflaten som er hydrofil, og komposittmaterialet som er hydrofobt. De hydrofile egenskaper er spesielt viktig for at primeren skal trenge inn i kollagenlaget og virke som en bærer for adhesjonsmonomerene (3). Adhesjonsprosessen med bruk av tyntflytende resin som trenger inn i tannoverflaten og herdes, gir dermed en forbedret kontakt mellom tann og fyllingsmateriale. I tillegg vil hybridlagets noe fleksible natur kunne kompensere

noe for den kontraksjon som opptrer ved polymerisasjon av fylingsmaterialet (2).

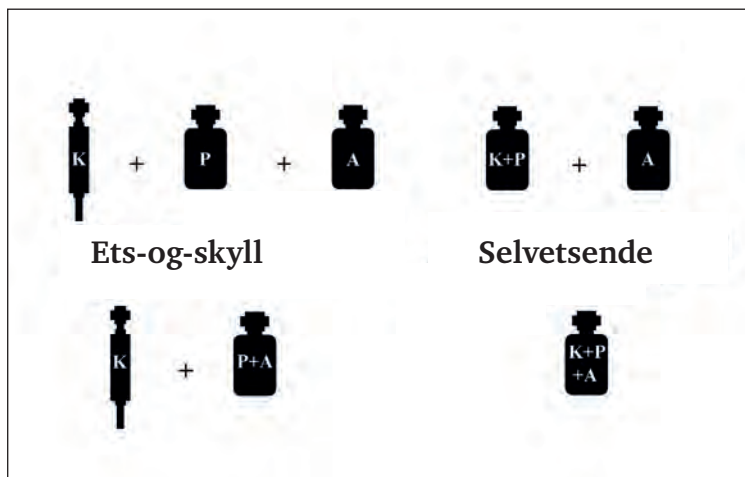


**Figur 1.** Skjematisk fremstilling av trinnene i bondingprosedyren.  
K: kondisjoneringsmiddel, P: primer, A: adhesiv.

### Type produkter

Det er i prinsippet fire ulike bindingskonsepter basert på hvordan kondisjoneringen av tannoverflaten utføres og om stoffene for priming og adhesjon påføres separat eller i en felles operasjon (Fig. 2) (4). De første produktene som kom på markedet, ble markedsført som ”total-ets”-produkter, senere benevnt ”ets-og-skyll”. Dette siste er en mer beskrivende betegnelse, da etsemidlet (kondisjoneringsmidlet) vaskes bort før primingen. Innen emalje- og dentinbinding er det disse produktene med tre separate steg for kondisjonering, priming og adhesjon som benevnes ”gullstandarden” (4). Ved siden av disse tre-trinnsproduktene har man to-trinns ets-og-skyll produkter hvor primer og adhesiv er slått sammen. Den andre gruppen bondingprodukter er de såkalte selvetsende produkter, hvor kondisjonering og priming gjøres samti-

dig ved at primeren har lav pH gjennom innhold av monomer med sure grupper som fosfonsyre og karboksylsyre. Selvetsende, to-trinnsprodukter har separat adhesiv, mens i ett-trinnsproduktene er alle komponenter for bindingsprosessen blandet sammen.



**Figur 2.** Skjematisk fremstilling av de fire ulike konseptene for emalje- og dentinbinding. K: kondisjoneringsmiddel, P: primer, A: adhesiv.

### Bondingprodukters kjemi

Selv om det er ulike konsepter for bindingsprosessen, er det mye de samme innholdsstoffene som finnes i de ulike produktene. Den mengdemessige sammensetningen varierer riktignok mellom produkter og konsepter (5). Tradisjonelt inneholder bondingprodukter akrylatmonomerer, løsningsmidler, initiatorer og inhibitorer. En oversikt over bondingprodukter på det nordiske markedet viste at HEMA, TEGDMA, UEDMA og bis-GMA var de mest benyttede monomerene (6). Som løsemiddel i primer anvendes vann, etanol og aceton, hvor vann- og etanolholdige produkter synes å være minst teknikk-sensitive blant ets-og-skyllproduktene (4).

Selvetsende produkter inndeles ofte etter hvilken surhetsgrad produktet har, typisk sterke produkter ( $\text{pH} < 1$ ), middels sterke ( $\text{pH}$  ca. 1,5), milde ( $\text{pH}$  ca. 2) og ultra-milde ( $\text{pH} > 2,5$ ) (7). Vanligvis har ett-trinnsproduktene lavere pH enn to-trinnsproduktene. Festet til emalje profitterer på produkter med lav pH, mens dentinbinding er best ved bruk av milde og ultra-milde produkter (7).

### *Bindingsmekanismer*

Klinisk kjennetegnes riktig kondisjonering av emaljeoverflaten av et frostaktig eller matt utseende som vil gi god adhesjon. Ved kondisjoneringen angripes prismestrukturen og man får mikroskopisk sett et bikubeaktig relieff i overflaten. Dette gir god mikromekanisk retensjon ved at resin innleires i den porøse overflaten og etter polymerisering danner tallrike, mikroskopiske, fingeraktige strukturer som binder seg til fyllingsmaterialet (8).

Binding til dentin er ansett som mer komplisert enn binding til emalje som følge av høyere innhold av både vann og organisk materiale i dentin. I tillegg er bindingsmekanismene ulike for ets- og skyll og selvetsende produkter (9). Kondisjoneringen ved ets- og skyll-produkter eksponerer kollagen i dentinoverflaten, og ved at resin innleires i kollagennettverket gjennom dannelse av det såkalte hybridlaget, som fyllingsmaterialet i sin tur festes til, fås et mikromekanisk feste for fyllingen. I tillegg postuleres at atomære adhesjonskrefter som hydrogenbindinger, van der Waals bindinger og elektrostatiske krefter synes å spille en rolle ved dentinbinding. Spesielt er det kollagen som har både strukturelle egenskaper og en sammensetning som favoriserer slik binding (8). Det er også antatt at kjemisk binding kan oppnås ved å benytte monomere med spesiell affinitet til hydroksylapatitt (5).

Ved selvetsende systemer oppnås bare en delvis demineralisering av "smear"-laget og lite etsning i dybden, slik at kollagen eksponeres bare i liten grad (9). Da kavitetsvaskingen i tillegg er utelatt, fjernes ikke "smear"-laget, slik at man gjenfinner krystaller av hydroksylapatitt i kollagenet. Både kollagenmatriks og

hydroksylapatitkrytaller spiller således en rolle i bindingsprosessen. Nyere studier har vist at selvetsende monomerer binder seg kjemisk til hydroksylapatitt gjennom dannelsen av kalsiummonohydrogenfosfat og organiske fosfatforbindelser hvor monomer og kalsiumfosfat inngår (8). Bruk av funksjonelle monomerer som 10-MDP, 4-MET og fenyl-P hvor 10 MDP synes å ha best egenskaper, vil kunne øke den kjemiske bindingen (7).

#### *Hva er bondingens svakheter?*

Mikrolekkasje er typisk relatert til bakterieinvasjon langs overgangen fylling/tann og gir på kort eller lang sikt kliniske problemer som postoperativ smerte eller ubehag, kantmisfarging, sekundærkaries og pulpaskade. Nyere bondingprodukter med forbedret forseglingssevne har redusert forekomsten av mikrolekkasje betraktelig. En forklaring er dannelsen av hybridlaget med en viss fleksibilitet som motvirker spaltetannelser i forbindelse med polymerisasjonskontraksjon i fyllingsmaterialet. Likevel synes det som om mikrolekkasje kan være et problem med etttrinns selvetsende produkter. En mulig forklaring er at disse produktene er viskøse slik at de flyter dårlig ut i kaviteten og etterlater områder uten binding (8).

I mange tilfeller trenger ikke primer og adhesiv inn i hele dybden på det demineraliserte dentinet etter syreetsning og etterfølgende skylling. Det vil da dannes små blærer og porøse soner, typisk porestørrelse på 20 – 100 nm, hvor væske kan trenge inn. Dette fenomenet er betegnet nanolekkasje og er brukt som en forklaring på hydrolyttisk nedbrytning av sonen mellom fylling og tann. Også ved selvetsende systemer er det observert nanolekkasje i hybridlaget, muligens som begynnelsen på mer omfattende spaltetannelser, jf mikrolekkasje ved slike produkter (8).

Bindingssonen utsettes for mekaniske og kjemiske påkjenninger som svekker materialet over tid, såkalt biodegradering (10). I vått miljø som munnhulen ligger forholdene til rette for kjemisk nedbrytning via hydrolyse, der kovalente bindinger i polymeren brytes når vann reagerer med esterbindinger (9). Spesielt ugun-

stig er ufullstendig bundne monomerer, monomerer med estergrupper og produkter med stort innhold av hydrofile monomerer etter herding, dvs. produkter hvor priming og adhesjon er slått sammen (8,9). Overflaten på fyllstoffet (silaniseringen) i bondingsprodukter kan være et annet angrepspunkt for hydrolyse slik at det dannes nanospalter som vil kunne øke vannopptaket. Hydrolytisk nedbrytning av bindingssonen skjer som følge av at vann trenger inn ved nano- og mikrolakkasje. Det er også hevdet at salivaensymer kan akselerere reaksjonen (8). Vannopptaket reduserer dessuten elastisiteten i bindingen, og dette vil kunne føre til at nano- og mikrospalter utvider seg på grunn av tyggebelastningen med økt vanninntrengning til følge (9).

Eksposering av kollagen under syreetsning aktiverer proteolytiske enzymer som matriks metalloproteinase som i kontakt med vann gir hydrolyse av kollagen. Det er bare kollagenfibre som ikke er dekket av resin, som nedbrytes av proteolytiske enzymer, slik at en god og dyp infiltrering av resin i kollagenlaget vil motvirke nedbrytning. Problemet er ofte det at resin ikke innleires så dypt som det er etsset under kondisjoneringen med ets- og-skyll-produkter (9).

Kondisjoneringstiden har også betydning for kvaliteten på bindingen. For normalt dentin synes etsning ut over 15 sekunder å skade kollagen og øke frigjøringen av proteiner. Inkorporering av skadet kollagen og proteiner i hybridlaget er ansett som ugunstig. Nedbrytningen av kollagenet er således alt begynt, og proteiner vaskes lett ut av hybridsonen med økt vannopptak som følge (9).

Selvetsende systemer ble introdusert blant annet for å unngå ekstensiv frilegging av kollagen ved kondisjoneringen. For disse produktene følger primeren dybden av kondisjoneringen da dette er samme kjemikalieblending, og eksponert kollagen blir dekket med resin. I tillegg er aktiveringen av proteolytiske enzymer lavere ved bruk av milde og ultra-milde selvetsende produkter (10). Selvetsende produkter løser opp "smear"laget, men fjerner ikke mineralene da kaviteten ikke vaskes etter behandlingen.

Sterke og middels sterke produkter løser opp mer mineraler som igjen innleires i hybridsonen. Kalsiumfosfat vil over tid vaskes ut av hybridlaget, og kan være en forklaring på dårligere langtidskvalitet av de selvetsende produktene med lav pH i primeren (7).

#### *Redusert biodegradering*

En stabil binding er avhengig av at hybridlaget forblir intakt gjennom å redusere vannopptaket og degraderingen av kollagen (9). En rekke forslag for å oppnå dette har blitt introdusert: å dekke bindingssonen med et lag tyntflytende hydrofobt resin før fyllingsmaterialet plasseres, kraftigere avblåsning av løsemiddelet i primeren, flere lag med adhesiv, øket herdetid og bruk av proteasehemmere i primeren. Forslaget om ekstra tyntflytende resin for å dekke over mer hydrofil primer/adhesiv har vært foreslått ved de produkter der primer og adhesiv er i samme applikasjon, men har vel mindre hensikt enn å bruke systemer der primer og adhesiv alt er adskilt. Ideen med kraftig avblåsning av primeren er å unngå at løsemiddelet danner egen fase som reduserer inntrengingen av resin i kollagennettverket, og bør ha noe for seg. Studier har vist at flere lag adhesiv øker bindingsstyrken og reduserer nanolekkasje, mens langtidseffekten er mer uklar. Uherdet monomer vil lekke ut av materialet og åpne opp for vanninntrengning. Tilstrekkelig herdetid er således viktig for å oppnå et langvarig godt resultat på restaureringen. Bruk av proteasehemmere i primeren synes teoretisk å kunne ha en effekt. Laboratoriestudier har således vist at proteasehemmere reduserer eller hemmer biodegraderingen av kollagen, men foreløpig mangler kliniske studier (9). Binding til emalje er mindre utsatt for biodegradering enn bindingssonen til dentin. Ved å ha emaljekant rundt fyllingen reduseres vannopptaket i hybridlaget (10).



## Hvilke produkter er best?

Resultater fra laboratoriestudier og kliniske studier vil være viktig ved valg av bondingsprodukt. Konklusjonen i en oversiktsartikkel der man så på sammenhengen mellom laboratoriestudier og kliniske undersøkelser var at produkter som hadde dårlig resultat i laboratoriestudier, også var mindre bra klinisk (4). En gjennomgang av kliniske studier med retensjon av klasse V-fyllinger viste at tre-trinns ets-og-skyll-produkter hadde færrest feilslag, og disse produktene ble ansett som "gullstandarden" når det gjaldt dentinbinding (4). En nyere klinisk vurdering viser at det for to-trinns selvetsende produkter av den milde og ultramilde typen ( $\text{pH}>2$ ) oppnås bedre retensjonsrate for klasse V-fyllinger enn med andre bindingskonsepter (7). Den svakere etsningen av emalje som ses med selvetsende produkter, kan kompenseres med separat syreettsning av emaljen med fosforsyre før dentinbinding foretas.

## Konklusjon

Fokus når det gjelder emalje- og dentinbinding er nå på holdbarhet over tid. Biodegradering i form av hydrolyse av resin og kollagen og utlekking av hydroksylapatitt (fra selvetsende systemer) er de største utfordringene. For klinikerer er valg av produkter med lavt innhold av hydrofile monomerer etter at bindingsprosedyren er ferdig og en god herding viktig for et godt resultat. Produsentene kan med kjemiske modifikasjoner av produktet forbedre holdbarhet over tid. Den tidligere velaksepterte "gullstandard" i form av tre-trinns ets-og-skyll-produkter møter utfordringer i to-trinns selvetsende produkter med  $\text{pH}>2$ .

LITTERATUR

1. Asmussen E, Peutzfeldt A. Emalje-dentinbindingsystemer. Tandlægebladet 2003;107:482-490.
2. Perdigão J. New developments in dental adhesion. Dent Clin N Am 2007;51:333-357.
3. Nagano F, Selimovic D, Noda M, Ikeda T, Tanakaa T, Miyamoto Y, Koshiro K, Sano H. Improved bond performance of a dental adhesive system using nano-technology. Bio-Med Mater Eng 2009;19:249-257.
4. de Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 2005;84:118-132.
5. van Landuyt KL, Snauwaert J, de Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 2007;28:3757-85.
6. Dahl JE. Potential of dental adhesives to induce mucosal irritation evaluated by the HET-CAM method. Acta Odontol Scand 2007;65:275-83.
7. van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, van Ende A, Neves A, de Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Biomaterials 2010;26:e100-e121.
8. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: A critical review. Mater Res Part B: Appl Biomater 2009;88B:558-578.
9. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, di Lenarda R, de Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. Dent Mat 2008;24:90-101.
10. Amaral FLB, Colucci V, Dibb RGP, Corona SAM. Assessment of *in vitro* methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. J Esthet Restor Dent 2007;19:340-354.