

DENTINBINDING

Asbjørn Jokstad & Bjørn L. Dahl

**Klinikk for protetik og bittfunksjon
Universitetet i Oslo**

I. Innledning	3
Den ideelle dentinbinding	3
Polymere materialer	4
Tidlige produkter	5
Nye systemer for dentinbinding	7
II. Dentin	8
Smearlaget	10
III. Kjemisk behandling av dentinoverflaten	10
Conditioner	11
Primer	14
Adhesiv	16
IV. Adhesivers kjemisk-fysikalske egenskaper	19
Polymerisasjon	19
Inhibisjonslaget	20
Rheologiske egenskaper	21
Kjemisk nedbryting	21
Mekaniske egenskaper	21
V. Dentinbindingens effektivitet <i>in vitro</i>	22
Bindingsstyrke	23
Marginal forsegling	25
Morfologisk karakterisering	26
VI. Dentinbindingens effektivitet <i>in vivo</i>	27
VII. Konklusjoner	29
VIII. Kortfattet praktisk veiledning	30
IX. Referanser	31

I. Innledning

Klinisk erfaring over lang tid har vist at sinkfosfatsement er vel egnet til å sementere konvensjonelle kroner og broer fremstilt i metallegeringer, eventuelt forblendet med akrylat eller keram. Glassionomersement er også et godt alternativ til sinkfosfatsement (Jokstad & Mjör, 1996), og er i dag i USA førstevalget ved sementering av fast protetikk (CRA, 1995). Sementering med disse sementene er omtalt i et annet SSPD kompendium (Moberg, 1990).

I dag ønsker mange pasienter at deres tannerstatninger skal være tannfarget. Inntil nylig har alternativene vært direkte plastbaserte kompositter eller konvensjonell krone/bro-protetikk. Direkte kompositt plastfyllinger er ofte kontraindisert, og konvensjonell krone/bro fremstilling innebærer ofte omfattende fjerning av tannsubstans. Et alternativ for å erstatte tapte tenner er broer festet med plastbaserte sementer til etsset emalje. Ulike aspekter ved disse såkalte etsbroene er beskrevet i et annet SSPD kompendium (Ørstavik & Henningson, 1991). Nye alternativer til enkeltkroner er laminater, innlegg, onlays og skallkroner fremstilt i kompositt plast eller i keram. Erstatninger i helkeram er også beskrevet i et annet SSPD kompendium (Derand & Toreskog, 1993).

Flere kliniske studier har vist at sinkfosfatsement er lite egnet til å retinere etsbroer og de andre nyere alternativene til helkrone. I stedet må det benyttes en plastbasert "sement". Før denne "sementen" kan appliseres på eksponert dentin må overflaten "behandles". Den vanligste prosedyren er å applisere en dentinadhesiv. Dette kompendiet vil fokusere på dentin og prinsippene for binding mellom dentinadhesiver og dentin.

Den ideelle dentinbinding

Teoretisk skal dentale biomaterialer med en varig binding til dentin, og som samtidig besitter stor strekk- og skyvestyrke, bedre kunne oppfylle våre kliniske krav enn dagens restaureringsmaterialer. En god binding til dentin vil bedre overføring av spenninger i restaureringsmaterialet på grunn av ytre krefter til tannvevet med påfølgende mindre risiko for store spenningskonsentrasjoner. Samtidig vil en tett binding forhindre senere mikrolekkasje. Det har derfor i alle år vært en intens forskningsaktivitet for å utvikle dentale biomaterialer med disse egenskapene. Jevnlig er det blitt arrangert internasjonale konferanser og symposier om utviklingen innen fagområdet (Tabell I). I de siste 20 årene er det spesielt blitt fokusert på å utvikle adhesiver basert på polymere materialer.

Tabell I. Senere års internasjonale møter om dentinbinding. Referatene er angitt med kilde.

1984 March	Dallas	Smear Layer on Dentin. Operative Dentistry 1984, Suppl. 3.
1985 January	St.Maarten	Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials. Vanherle G, Smith, DC. (eds.) Peter Szulc Publishing Comp. 1985.
1986 June	Amsterdam	Adhesive Prosthodontics. Eurosound Drukkerij BV, 1986.
1986 June	Amsterdam	Posterior Composites: Criteria for Assessment, Quintessence Int 1987;18.
1987 March	Chicago	Adhesion. Its Theory and Practice in Restorative Dentistry. Current Medical Literature Ltd, 1987.
1989 Nov	Honolulu	Adhesive dental materials. Transac Acad Dent Mater 1989.
1991 May	Charlotte	The Pathobiology of the Dentin/Pulp Complex. Proc Finn Dent Soc 1992, Suppl. 1.
1991 July	Omaha	Adhesives in Dentistry. Operative Dentistry 1992, Suppl.5
1992 June	Loch Lomond	Setting Mechanisms of Dental Materials. Transac Acad Dent Mater 1993
1993 March	Chicago	Gunnar Ryge Memorial symposium. IADR 1993. J Dent 1994;22 & Quintessence Int 1993;9:605.
1993 March	Paris	Direct Posterior filling Materials and Dentine Bonding. Vanherle G, Degrange M, Willems, G. (eds.) Van der Poorten n.v, 1993.
1993 Aug	Amsterdam	European Dental Materials Conference, J Dent 1994, Suppl. 1.

Polymere materialer

Innen polymerkjemien er det utviklet en rekke kjemiske substanser som har den egenskapen at de kan polymerisere og sampolymerisere og danne store nettverk. Eksempler på slike homopolymere materialer vi omgås med i hverdagen er f.eks PET (plastartikler), PVC (gulvbelegg) og PS (isolasjonsmaterialer) (Fig. 1).

Også plastforbindelsene som brukes innen odontologien er basert på polymerisasjon av monomerer, men molekylene er større og mer rigide (Fig. 2).

Mange av plastforbindelsene er hybrider mellom metakrylat og epoksiplast. Fordelen med disse hybridene fremfor metakrylater er høyere viskositet og mindre kontraksjon under polymerisasjonen. Den

Monomer		Polymer
$*H_2C = \begin{array}{c} CH^* \\ \\ H \end{array}$	etylen	polyetylen (PET)
$*H_2C = \begin{array}{c} CH^* \\ \\ Cl \end{array}$	vinylklorid	polyvinylklorid (PVC)
$*H_2C = \begin{array}{c} CH^* \\ \\ \text{C}_6\text{H}_5 \end{array}$	styren	polystyren (PS)
$*H_2C = \begin{array}{c} CH^* \\ \\ C(=O)OH \end{array}$	akrylsyre	polyakrylsyre (PAA)
$*H_2C = \begin{array}{c} CH_3 \\ \\ C^* \\ \\ C(=O)OCH_3 \end{array}$	metylmetakrylat	polymetylmetakrylat (PMMA)

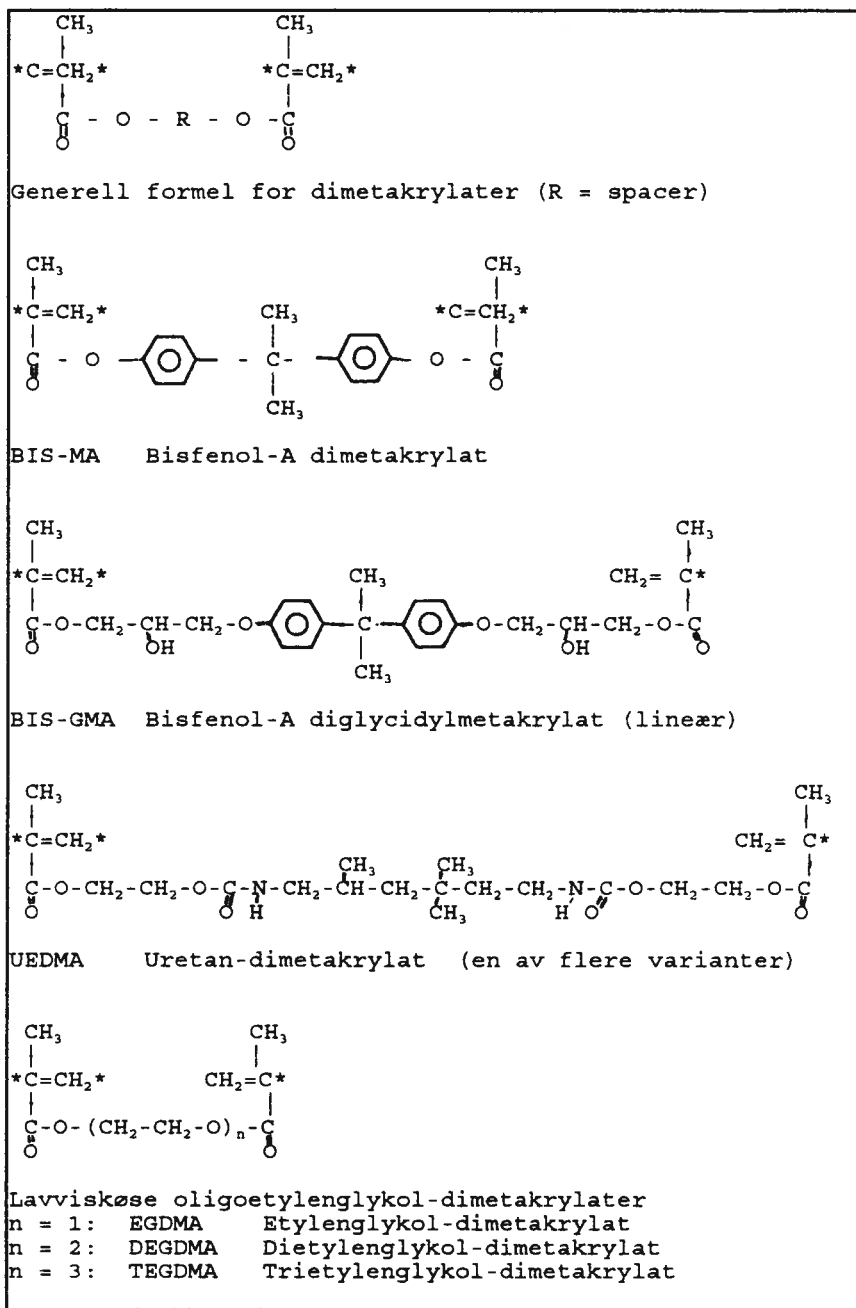
Figur 1. Eksempler på polymere materialer vi kjenner i hverdagen. Reaksjonsstedene til lengre polymerkjeder er angitt med *.

første hybridmonomer mellom metakrylat og epoksiplast, med det kjemiske navnet 2,2 bis [4(2-hydroksey-3-metakryloyloxypropoksy)-fenyl]propan, forkortet BIS-GMA, ble utviklet i 1956 (Bowen, 1962). Senere er det også utviklet uretan-dimetakrylater. Både disse og BIS-GMA er meget stive molekyler. For å senke viskositeten tilsettes ulike lavviskøse oligoetylenglykolmonomerer (Fig. 2).

Tidlige produkter

Det første kommersielle dentinbindingssystemet ble lansert i begynnelsen av femtitallet. Sevriton Cavity Seal var et glyserofosforsyre-

dimetakrylat som polymeriserer når det kommer i kontakt med sulfinsyre i produktet Sevriton (McLean & Kramer, 1952). Allerede dengang ble det påvist ved hjelp av hematoxylinfarging i lysmikroskop en "intermediærson" mellom fyllingsmaterialet og dentinet (Kramer & McLean, 1952). Denne sonen tilsvarer muligens den såkalte "hybridsonen". Det ble også senere på 50-tallet i USA lansert produkter kommersielt som det ble hevdet hadde kjemisk binding mot dentin (Buonocore et al. 1956). Bindingsstyrken mot dentin var imidlertid lav,



Figur 2. Ulike plastforbindelser som inngår i dentale materialer. Reaksjoner til lengre polymerkjeder er angitt med *.

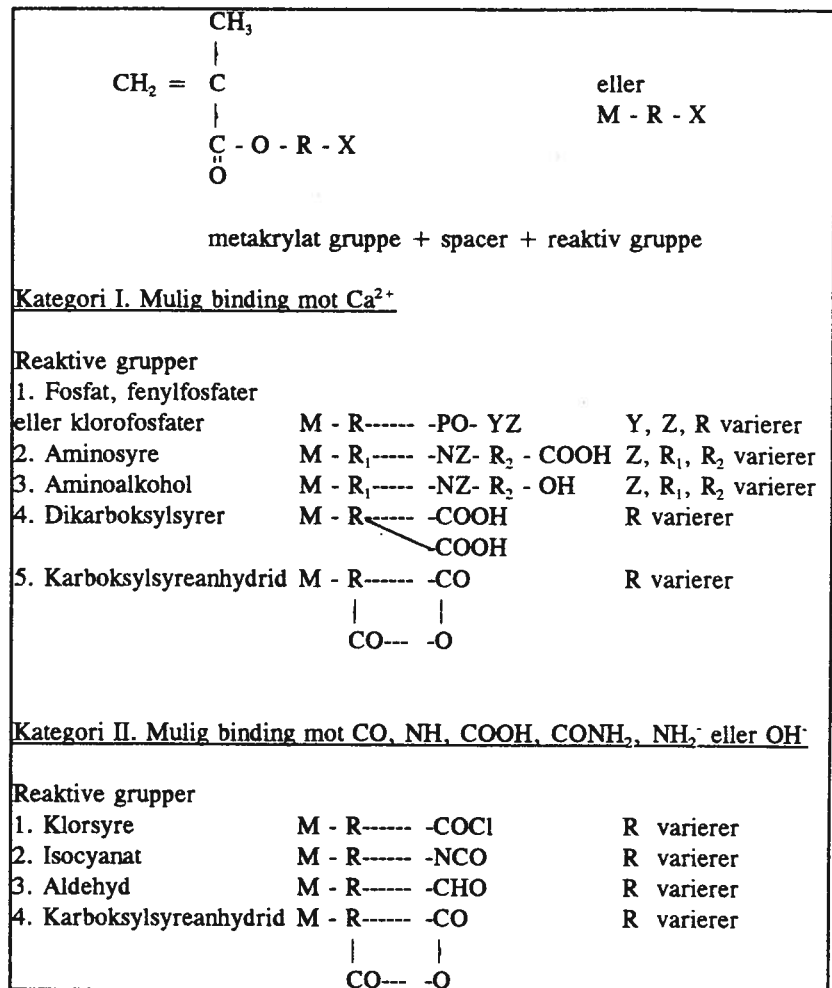
cirka 2-3 MPa. Et annet prinsipp som ble evaluert, var basert på mikromekanisk retensjon av plast i dentintubuli etter syreetsning (Nordenvall & Brännström, 1980; Fusayama, 1980). Bindingsstyrken var lav fordi de hydrofobe plasttypene som dengang ble brukt ikke klarte å penetrere dentinet. Hovedårsaken var tilstedeværelsen av væske og det intrapulpare væsketrykket (Pashley, 1992). Typiske produkter i denne tiden var Cervident (SS White), og Creation Bond (Den-Mat).

Tidligere var konseptet for utvikling av nye adhesiver primært å fremstille plastforbindelser som teoretisk skulle kunne gi en kjemisk binding til dentinoverflaten. Potensielle bindingssteder på dentinoverflaten var positive kalsiumioner i den uorganiske delen av dentinet, eller negative ioner i den organiske delen (Asmussen & Hansen, 1993) (Fig. 3).

Den neste generasjonen av adhesiver som ble utviklet skulle feste seg til "smearlaget",

et sjikt med slippedebris som alltid oppstår på en bearbeidet dentinoverflate. Typiske produkter var Dentin Bonding Agent (Johnson & Johnson) Dentin-Adhesit (Ivoclar/Vivadent), Gluma dentinbond (Bayer), Scotchbond dual cure (3M) og Universal Bond (Caulk/Dentsply). Bindingsstyrken var begrenset til den kohesive styrken av smearlaget og var sjelden mer enn 5-6 MPa. Høyere bindingsstyrker enn dette var sannsynligvis forårsaket av andre mekanismer enn kjemiske bindinger mellom adhesiven og dentinet (Asmussen & Hansen, 1993).

Den videre utviklingen var å modifisere, eller helt eller delvis fjerne smearlaget før



Figur 3. Generelle formuler for ulike dentinadhesiver med reaktive grupper og potensielle bindingssteder i dentin.

en adhesiv ble applisert. Dette resulterte i en intensiv forskningsaktivitet og diskusjon om effekten av syre på dentin og pulpa (Pashley 1992; Stanley, 1992). Samtidig ble både overflatefuktingen og penetrasjonsegenskapene av adhesivene forbedret. Rundt 80-tallet ble det introdusert produkter med bindingsstyrker målt i laboratoriet på opp mot 10-15 MPa (Bowen et al., 1982; Nakabayashi et al., 1982). Typiske produkter fra denne tiden, som både var basert på syreetsning eller uten, var Gluma Bonding system (Bayer), Mirage-Bond (Chameleon), Scotchbond 2 (3M) og Tenure (versjon 1) (Den-Mat).

I de siste fem-seks årene har det skjedd en markant endring i oppfatningen av hvilke mekanismer som er viktige for optimal binding til dentin. Dette gjenspeiles ikke minst i de mange "forbedringene" som er blitt lansert i perioden med forskjellige navn (Fig. 4) eller med samme navn og endringer i sammensetningen eller prosedyrer for kavitetsbehandlingen, f.eks Tenure (versjon2) (DenMat), Syntac "Single Component" (Vivadent), Mirage Bond (Chameleon), AllBond/AllBond2 (Bisco).

Bayer	Gluma dentinbond → Gluma bonding system → Gluma2000 → Gluma cps
Cavex	Clearfil NewBond → Photobond → Liner Bond → Liner bond 2
Dentsply	Universal Bond → Prisma Univ. Bond 2 → PUB 3 → Probond → Prime&Bond
Kerr	Bondlite → XR-Bond → Optibond → Optibond FL
Kulzer	Dentin adhesive → Adhesive bond → Denthesive → DenthesiveII
3M	Scotchbond DC → Scotchbond2 → Scotchbond MP → Scotchbond MP Plus

Figur 4. Eksempler på dentinbindingssystemer som er lansert kommersielt de siste 5-6 år fra samme produsent.

Nye systemer for dentinbinding

Den rådende oppfatningen i dag er at bindingen mellom en adhesiv og dentin hovedsakelig er basert på mikromekanisk retensjon selv om en mulig kjemisk binding ikke helt blir utelukket. Dette forutsetter at dentinoverflaten blir "bearbeidet". Det er derfor i dag mer korrekt å snakke om dentinbindingssystemer fremfor en dentinadhesiv fordi det benyttes flere komponenter og prosedyretrinn som skal lede til optimal dentinbinding (Tabell II).

Prosedyrene tar sikte på å demineralisere og opparbeide en porøs struktur i dentinoverflaten gjennom helt eller delvis å frilegge kollagenfibre, samt infiltrere den porøse sonen med en monomer som polymeriserer mellom fibre. Den porøse sonen omtales som hybrid- eller (inter)diffusjon- eller resindentin- sonen (Nakabayashi et al., 1982, Pashley, 1992, Van Meerbeek et al., 1992). De mest effektive produktene som er testet *in vitro* og *in vivo* er basert på en inter- og peritubulær demineralisasjon, samt kapillær diffusjon av

adhesiven inn i denne porøse strukturen (Van Meerbeek, 1993; Tyas, 1996). Bindingsstyrken målt *in vitro* på disse produktene ligger rundt 20-30 MPa, omtrent som bindingsstyrken mellom kompositt plast og etset emalje.

Bruddstyrken på dentin ligger mellom 25 og 50 MPa (Øilo, 1993; Marshall Jr, 1993).

II. Dentin

Dentin er et heterogent, hydrofilt vitalt vev med en overveiende uorganisk del som består av hydroksylapatitt. I tillegg utgjør organisk materiale og væske cirka en tredjedel av dentinet. Dentin kan karakteriseres med fire hovedkomponenter, dentintubuli med (1) celleutløpere omgitt av en (2) høymineralisert peritubulær

sone innleiret i en intertubulær matriks bestående av (3) type I kollagen infiltrert med apatittkrystaller og (4) dentinvæske. Fordelingen av komponentene, samt den prosentvise fordelingen av organisk del:uorganisk del:væske varierer etter hvor i dentinet man måler, og etter pasientens alder (Mjör & Fejerskov, 1986).

Dentintubuli løper fra pulpa til emaljedentingrensen og har i gjennomsnitt en diameter på 2.5 μm mot pulpa og cirka 0.6 μm mot emaljedentingrensen. I unge tenner kan diameteren være opptil 4-5 μm . I dentintubuli ligger odontoblastutløpere samt det periodontoblastiske rom som er væskefylt, og ofte (cirka 50%) kollagen (lamina limitans). Fordi dentintubuli radierer konsentrisk fra pulpa mot emaljedentingrensen samt endrer

Tabell II. Eksempler på seneste generasjon dentinadhesivsystemer. Antallet applikasjonsstrinn kan variere etter valg av permanent restaurering.

Produkt	Produsent	Aktivering	Væsker	Trinn
Aelitebond	Bisco	lys	4	6
AllBond 2	Bisco	dual	5	9
ARTBond	Coltene	lys	4	6
Bond-1	Jeneric	dual, lys	1	6
Bond Wet	Cavex	dual, lys	3	7
Clearfil liner bond	Cavex	dual, lys	4	6
Clearfil liner bond 2	Cavex	lys	2	7
DenTASTIC	Pulpdent	dual, lys	5	8,7
Denthesive II	H.Kulzer	lys	3	8
Degufill	Degussa	dual	2	3
Gluma cps	Bayer	dual, lys	3	4
Imperva Bond	Shofu	dual	3	6
Mirage bond	Chameleon	lys	5	7
One-Step	Bisco	lys	1	6
Optec	Jeneric	dual	3	4
Optibond	Kerr	dual, lys	3	8,7
Optibond FL	Kerr	lys	3	6
PAAMA 2	SDI	lys	3	5
Panavia21	Cavex	kjemisk	2	2
Permaquick	Ultradent	dual,lys	3	5
Prime & Bond	Dentsply	lys	1	6
Probond	Dentsply	lys	2	7
Restobond 3	Lee	dual	4	7
Scotchbond MP	3M	lys	3	6
Scotchbond MP Plus	3M	dual, lys	5	8,6
Solist	DMG	lys	1	6
Solobond plus	VOCO	dual	3	6
Superbond	Sun	kjemisk	4	7
Superlux Univ.2	DMG	dual	3	4
Syntac Sing. Comp.	Vivadent	lys	1	7
Tenure/Tenure S	Den-Mat	dual, lys	2	7
Tenure Quick	Den-Mat	dual	1	8

diameter utgjør dentintubuli bare cirka 1% av overflatearealet nær emaljedentingrensen, og cirka 20% nær pulpa (Fig 5). Dentintubuli utgjør 4% av totalvolumet i den perifere delen av dentinet og opptil 40 volumprosent nær pulpa (Garberoglio & Brännström, 1976).

Konsentrasjonen av dentintubuli er noe høyere i dentin mot det okklusale sammenliknet mot buccalflaten (Olsson et al., 1993).

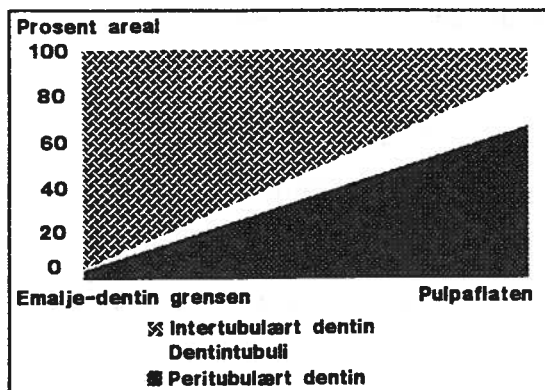
Det peritubulære dentinet, med 90 volumprosent mineralinnhold, utgjør cirka 3%

av overflatearealet nær emaljedentingrensen, og 66% av arealet mot pulpa (Pashley, 1989).

Intertubulært dentin har et lavere mineralinnhold enn peritubulært dentin (50 volum%), og man finner store mengder kollagene fibre i vevet. Perifert er fibre hovedsakelig organisert perpendikulært mot emaljedentingrensen, i hoveddelen irregulært og pulpanært parallelt med pulpaoverflaten. Andelen intertubulært dentin øker jo nærmere man kommer emaljedentingrensen. Intertubulært dentin utgjør cirka 96% av overflatearealet nær emaljedentingrensen, men bare 13% mot pulpa (Pashley, 1989).

Trykket i pulpa er cirka 10-25 mm Hg høyere enn på tannens utside. Dersom dentin blir blottlagt, begynner derfor en væskeutsiving fra dentintubuli. Væskemengden vil variere beroende på pulpavitalitet samt dentinets makro- og mikrostruktur.

Dentin er et dynamisk vev som kontinuerlig er i endring som følge av fysiologiske og patologiske prosesser. Dette gjenspeiles i dentinets sammensetning og mikrostruktur (Mjör, 1987). Dentintubuli kan være delvis eller helt oblittererte av relativt syreressistente, utfelte uorganiske salter. Utfellingen skjer hovedsakelig i det periodontoblastiske rom og omtales ofte som dentinsklerotisering. Dette skjer gjerne i forbindelse med aldersforandringer, karies eller etter dentineksponering. Klinisk viser sklerotiseringen seg som en mørkegul eller brun misfarging, med skinnende overflate og tydelig translusens (Duke & Lindemuth, 1990). En sklerotisering i dentinet reduserer bindingsystemenes effektivitet (Van Meerbeek et al., 1993). Et annet aldersfenomen som påvirker dentinbindingen negativt, er en gradvis økende stivhet av kollagenfibre i dentinet med alderen lik den man ser i huden (Heymann & Bayne, 1993).

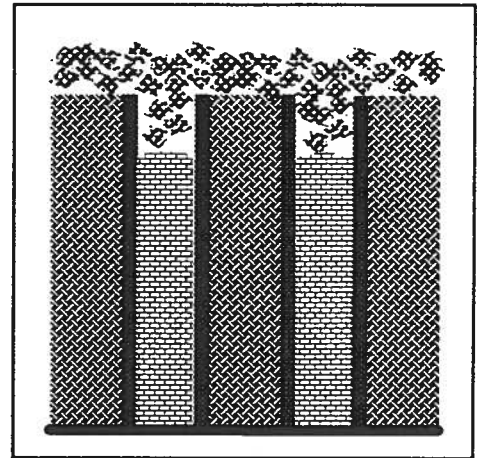


Figur 5. Prosentvis andel av overflatearealet i dentin som utgjøres av de tre hovedkomponentene.

"Smear"-lag

Enhver dentinoverflate som blir bearbeidet manuelt eller maskinelt vil dekket av et porøst, amorf debrissjikt. Sjiktet er relativt godt festet til underliggende dentin (4-5 MPa) og omtales ofte som "smear"-laget (Boyde et al., 1963). Smearlaget består av 0.05 -0.1 μm store hydroksylapatitpartikler innleiret i en organisk masse, hovedsakelig denaturert kollagen (Eick et al., 1970). Morfologien kan variere, og reflekterer sammensetningen i dentinet, hvilken type skjærende eller roterende instrument som er blitt brukt, samt om vannspray er blitt brukt under prepareringen. Ved hjelp av mikrospektroskopi er det vist at det har skjedd en kjemisk nedbrytning av kollagenet under dannelsen av smearlaget (Eliades, 1993).

Smearlaget etter preparering med diamant under vannkjøling er 1-5 μm tykt, og obliserer i tillegg de øvre deler av dentintubuli, mellom 1 til 10 μm avhengig av tubulidiameter (Fig. 6) . Væsketransporten fra pulpa til dentinoverflaten blir kraftig begrenset av dette smearlaget (Pashley, 1989).



Figur 6. Beslipt dentin. Overflaten og øvre del av tubuli er obliserert av et 1-5 μm smearlag. Væske i tubuli er stillestående.

III. Kjemisk behandling av dentinoverflaten

Ulike løsninger kan endre tannvevenes overflater for å skape bedre forutsetninger for god binding. En teknikk med syreetsning av emalje for å binde akrylat til overflaten ble beskrevet av Michael Buonocore i 1955 (Buonocore, 1955). Teknikken var basert på bruk av 85% fosforsyre. Også effekten på emalje av sitronsyre, saltsyre og EDTA, samt andre syrer har vært studert. Inntil nylig var det kontroversielt om også dentin burde syreetses, eller om dette ville skade pulpa. I dag benyttes imidlertid "total-etch"-teknikker, hvor det brukes fosforsyre, sitronsyre, salpetersyre (nitrat) eller maleinsyre.

I de kommersielle dentinbindingssystemene benyttes ofte en kombinasjon av flere ulike løsninger til overflatebehandling av dentinoverflaten. Produsentene kan i prinsippet benevne disse løsningene etter eget ønske. Imidlertid har etterhvert flere og flere produsenter

tatt i bruk felles benevelser for ulike løsninger som inngår i dentinbindingssystemene. Løsningene som skal skylles bort etter å ha vært i kontakt med overflaten, omtales som en **conditioner**. Synonymer er "etchant" eller "cleanser". Dersom løsningen ikke skal spyles bort og skal brukes før en tredje løsning, benyttes gjerne benevnelsen **primer**. Avslutningsvis plasseres selve adhesiven. Flere betegnelser blir brukt, som f.eks "sealer" og "bond eller bonding agent eller resin", men det kan synes som om den "gamle" benevnelsen **adhesiv** blir tatt i bruk av fler og fler produsenter.

Denne terminologien blir ikke benyttet av alle produsentene (Tabell III). En løsning kan f.eks benevnes som conditioner selv om den kommer som trinn to eller tre i en prosedyre, mens i et annet produktkonsept kan løsning nummer to av fire benevnes som bond agent, osv.

Conditioner

Hensikten med en conditioner kan være å i) fjerne kontaminasjon av olje, blod og saliva på overflaten, ii) løse opp, modifisere eller fjerne smearlaget slik at senere løsninger i dentinbindingssystemene kan komme i kontakt med dentinoverflaten, iii) avdekke peri- og intertubulært dentin samt åpne og utvide dentintubuli gjennom å demineralisere dentinoverflaten slik at denne blir porøs.

Conditioners i kommersielle produkter kan kategoriseres etter deres sammensetning ("svake" løsninger, kelatorer eller syrer), eller etter deres morfologiske effekt på smearlaget (intakt, modifisert, delvis eller helt fjernet) (Eliades, 1993). I dag er de fleste conditioners syrer som modifiserer eller helt eller delvis fjerner smearlaget, samt demineraliserer de øverste 1-8 μm av dentinoverflaten (Tabell IV).

Tidligere ble løsninger med svak dentinpåvirkning, som f.eks 0.2% EDTA, 3% H_2O_2 og 5% NaOCl, benyttet for å "rense" dentinoverflaten. Det var lenge kontroversielt om smearlaget som oblittererte dentintubuli skulle fjernes eller ikke. Det ble hevdet at smearpluggene beskyttet mot bakterieinnvekst og hypersensibilitet (Brännström, 1984). Samtidige eksperimentelle studier konkluderte med at syreetsning av dentin resulterte i tydelige og irreversible pulpaskader (Macko et al., 1978). Disse resultatene er senere blitt imøtegått av andre (Kanca, 1990). I dag er det enighet om at permeabiliteten i dentin øker etter syreetsning (Pashley, 1992). Videre vil både syrebehandling og komponentene i ulike dentinbindingssystemer forårsake pulpareaksjoner, men disse er av kortvarig natur og

Tabell III. Eksempler på terminologi benyttet av ulike produsenter. Antallet løsninger kan variere avhengig av hvilken type restaureringsmateriale som skal benyttes, og om polymeriseringen av dette materialet aktiveres kjemisk eller med lys.

Løsning 1 <u>Conditioner</u>	Løsning 2 <u>Primer</u>	Løsning 3	Løsning 4 <u>Adhesiv</u>	<u>Produkt</u>
GI.2000-1 Conditioner 36® Uni-etch® etch etchant	Primer LB Primer A+B primer A+B prime prime primer primer dentin activator primer A+B adhesive primer primer A+B liquid primer DenthesiveII® A+B primer bond agent conditioner + conditioner +	adhesive sealer adhesive Photo Bond® primer	ED Primer Pertac Solist Gluma 2000-2 prime&bond® One-step® Tenure Quick® primer/adhesive Bond LB Bond bond light cure adhesive dualcure paste + activator adhesive bonding agent base + catalyst bonding resin resin bonding agent bond/prebond resin resin adhesive adhesive bond II sealer bond resin bond resin bond resin Heliobond® Protect liner® activator + adhesive	Panavia21, Cavex Pertac univ. bond, ESPE DMG, Solist Gluma 2000, Bayer Prime&Bond, Dentsply OneStep, Bisco Den-Mat Jeneric, Bond-1 Degufill, Contact plus Clearfil Liner Bond2, Cavex ARTbond, Coltene Optibond, Kerr Optibond, Kerr Probond, Dentsply Imperva Bond, Shofu Superbond, Sun Permagen, Ultradent DenTASTIC, Pulpdent Allbond2, Bisco Scotchbond 2, 3M Scotchbond MultiPurpose, 3M Denthesive II, Kulzer Gluma CPS, Bayer Tenure (m/ets), Den-Mat Mirage bond, Chameleon Restobond 3, Lee Pharm. Syntac, Vivadent Clearfil Liner Bond, Cavex Scotchbond Multipurpose, 3M
Ultra-etch® Etch-all® etchant etch gel etchant cleaner conditioner conditioner preparator CA agent etchant	primer primer A+B adhesive primer primer A+B liquid primer DenthesiveII® A+B primer bond agent conditioner + conditioner + primer + SA Primer activator +			

reversible, såfremt det ikke skjer en bakterieinnvekst (Stanley, 1992). Det er mest sannsynlig at bakterieinnvekst var hovedårsaken til de pulpaskadene som ble observert i de tidligere eksperimentelle studiene (Inoue & Shimono, 1992).

Ved syreetsning blir de uorganiske komponentene i smearlaget fjernet etter noen få sekunder. Kollagenfasen er derimot uløselig og forblir antakelig liggende på overflaten (Pashley, 1992). Effekten av syrebehandlingen på dentinoverflaten samt pulpareaksjon avhenger av type syre samt syrens pKa og pH, konsentrasjon, applikasjonstid, viskositet og gjennstående dentintykkelse og lokalisasjon (Fig. 7). Hydroksylapatittkrystallene i dentin er betraktelig mindre enn i emalje. Dette betyr at i en etsset dentinoverflate er porøsitetene cirka 0.05- 0.1 μm . Til sammenlikning er porøsitetene i emalje cirka 5-7 μm (Pashley, 1992).

Tabell IV. Eksempler på ulike conditioners som inngår i representative dentinbindingssystemer.

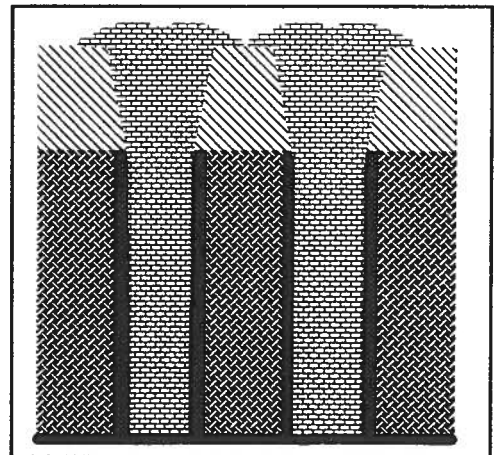
<u>Løsninger</u>	<u>Applikasjonstid(sek)</u>	<u>Demineralisert sone (μm)</u>	<u>Produkter</u>
3% Al-nitrat + 2% Oksalsyre + 3% glycin	30	2	Gluma2000
10% sitronsyre + 3% FeCl ₃	10	2	Superbond
10% maleinsyre	15	3	Scotchbond MP
10% sitronsyre + 20% CaCl ₂	60	3.5	Clearfil-systemene
10% fosforsyre + SiO ₂	20		DenTASTIC
10% fosforsyre + polymer	15	7.5	All-Bond 2
20% fosforsyre + SiO ₂	20	4	Gluma cps
35% fosforsyre + SiO ₂	15		Permaquick
36% fosforsyre + SiO ₂			Optibond
37% fosforsyre + SiO ₂	30	5-6	Prime&Bond
37% fosforsyre + polymer			One-Step

I tillegg vil kollagenet i intertubulærdentinet frilegges og danne en irregulær vevsliknende struktur. Denne strukturen kollaberer lett på grunn av tapet av apatittkristallenes støtte (Sugizaki, 1991). Kollagentrådene kan også denatureres eller svekkes ved aggressiv syrebehandling, og dermed endre sin tredimensjonale form. Dette kan resultere i mindre poreåpninger og forhindre senere infiltrasjon av en primer (Nakabyashi et al., 1991).

Det morfologiske bildet av den demineraliserte sonen varierer med syretype. Etsning med fosforsyre gir en distinkt grense mellom den demineraliserte sonen og upåvirket dentin, mens maleinsyre gir en mer diffus overgang (Pashley, 1992). Den kliniske betydningen av dette er imidlertid ukjent.

For å fremstille en mer høyviskøs syregel tilsettes ofte kiselgur. Dette gir høye konsentrasjoner av silisiumoksid på overflaten (Ruse & Smith, 1991). Konsekvensen av denne "kontaminasjonen" er ikke klarlagt. Det er blitt hevdet at bindingen mot dentin kan påvirkes negativt (Kanca, 1993). Imidlertid er dette ikke blitt bekreftet i noen klinisk studie.

En produsent har tilsatt bensalkoniumklorid til syren for å oppnå en mulig bakterisid effekt (Uni-etch, Bisco). Den kliniske effekten eller betydningen av en slik tilsetning er imidlertid ikke dokumentert i noen klinisk studie.

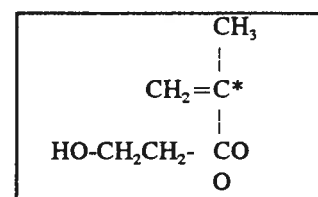


Figur 7. Dentinoverflate behandlet med en conditioner. Smearlaget og peritubulært dentin mot overflaten er borte, intertubulært dentin er demineralisert, væske fra tubuli fukter overflaten.

Primer

Dersom en aggressiv syre, som f.eks fosforsyre, blir benyttet som conditioner, må denne fjernes med kraftig vannspray i minst 20 sek. Årsaken er at det utfelles kalsiumfosfatkrystaller på overflaten som kan forhindre primerens effektivitet (Söderholm, 1996).

Primerne er lavviskøse monomerløsninger. På grunn av væskeinnholdet i dentinet anvendes monomerer med både hydrofobe og hydrofile, mao amfile egenskaper (Tabell V). Primerne penetrerer den demineraliserte sonen og underletter infiltrasjonen av den etterfølgende adhesiven. Monomerene reagerer deretter med plastkomponentene i adhesiven (Wang et al., 1991).



Figur 8. HEMA, hydroksyetylmetakrylat

Tabell V. Eksempler på monomerforbindelse og løsemiddel i primeren som inngår i representative dentinbindingssystemer.

<u>Primere som bevarer/modifiserer smearlaget</u>			
HEMA	Hydroksyetylmetakrylat, 58%	vann+ 2.5% maleinsyre	Scotchbond2
NPG	N-fenylglysin, 4%	vann +2.5% nitrat	MirageBond
PEGDMA	Polyetylenglykol dimetakrylat, 35%	vann + 5% glutaraldehyd	Syntac (A)
PENTA	Fosfonert pentaakrylat ester, 6%	etanol+ 30% 2-HEMA	Probond
PMAMAA	Polymetakryloligomaleinsyre	vann+HEMA+NaF	ARTBond
TEGDMA	Trietylenglykol dimetakrylat, 25%	acetone+ 4% maleinsyre	Syntac (B)
<u>Primere plassert etter fjerning av smearlaget</u>			
BPDM	Bifenyl dimetakrylat, 16%	acetone	AllBond 2(B)
GPDM	Glysero fosfat dimetakrylat		Optibond
HEMA	Hydroksyetylmetakrylat	vann	Superbond
" "	" "	etanol+GPDM	Optibond
" "	" "	etanol+ME	DenthesiveII (B)
" "	" ", 30%	etanol+6% PENTA	Prime&Bond
" "	" ", 35%	vann+ 5% glutaraldehyd	Gluma cps
" "	" ", 40%	vann+ 13% acrylat	ScotchbondMP
ME	Metakryloyloksyetylhydroksyd	etanol+ maleinsyre	DenthesiveII(A)
5-NMSA	N-metakryloylaminosalisylsyre	etanol	Clearfilysyst.
NTG-GMA	N-tolyglysin glysidylmetakrylat, 5%	acetone	Tenure (A)
" "	" ", 2%	etanol+acetone	AllBond 2(A)
PMDM	Pyromellitsyredimetakrylat, 10%	acetone	Tenure (B)

Den hyppigst anvendte amfile monomeren er HEMA, hydroksyetylmetakrylat (Fig. 8). Væskeinnholdet i dentinet tilsier at også løsemiddelet i primeren må være vannløselig. I de fleste primere inngår derfor enten vann, acetone eller alkohol (Tabell V).

Tabell VI. Eksempler hvor etsemomentet er inkludert i primeren i representative dentinbindingssystemer.

Løsninger	Applikasjonstid (sek)	Demineralisert sone (mm)	Produkter
2.5% nitrat+ 4% NPG	30	3	Restobond 3
" "+ 3.5% Al-oksalsyre	60	3	Tenure
2.5% nitrat+ 4% NPG	60	6	Mirage Bond
butenoidsyre+ HEMA	15		Contact Plus
maleinsyre+ metakrylat	60	1	ARTbond
2.5% " "+ 55% HEMA	60	1	Scotchbond 2
4% " "+ TEGDMA	15	1	Syntac Single Component
7% " "+ metakrylat			DentesiveII

For å forhindre en kollabering av kollagenet har enkelte produsenter tilsatt ulike substanser som skal stabilisere kollagenet, f.eks jernioner (Bowen et al., 1982, Nakabayashi et al., 1982). Det er også blitt hevdet at amfifile monomerer som f.eks HEMA (Nakabayashi & Takarada, 1992) og 5-NMSA (Sugizaki, 1991) vil stabilisere den demineraliserte overflaten. Imidlertid blir det også hevdet at kollagenet ikke vil kollabere dersom dentinoverflaten forblir fuktet etter at syren blir skyllet bort (Gwinnett, 1992). Det er demonstrert at bindingsstyrken for enkelte produkter er større når dentinoverflaten forblir fuktet sammenliknet med tørr dentinoverflate (Kanca, 1992, Gwinnett, 1992). Flere produsenter har derfor inkorporert dette "wet-bonding" prinsippet i deres nye produkter.

Noen produsenter har kombinert etsemomentet i primerinfiltrasjonen (Tabell VI). Dette skjer ved at en svak syre blir blandet med monomeren (Fukushima & Horibe, 1990). De av syren utløste produkter skal ikke skylles bort, men blir innleiret i den senere polymeriseringen. En potensiell ulempe med disse systemene er at demineraliseringen teoretisk kan fortsette etter at selve bindingsprosessen er avsluttet, hvilket kan resultere i en langsiktig svekking av underliggende tannstruktur og et fremtidig bindingsbrudd (Söderholm, 1996). Dette er imidlertid ikke blitt verifisert i noen klinisk studie.

I enkelte situasjoner diffunderer ikke primeren inn i den demineraliserte delen av dentinoverflaten. En årsak kan være at et overflatesjikt med denaturert kollagen begrenser den interkapillære diffusjonen (Pashley et al., 1993). Til tross for at primeren har penetrert det kollaberte laget vil dette sjiktet utgjøre et svakt ledd pga et lavere innhold av adhesiv. Den kliniske betydningen av dette noe svakere sjiktet er ennå ikke klarlagt.

Enkelte primere må reappliseres flere ganger for å diffundere gjennom hele den demineraliserte sonen. En uinfiltret demineralisert sone med eksponert kollagen vil i teorien være mer mindre resistent mot nedbrytning enn et resininfiltret sjikt (Nakabayashi et al., 1991). Videre viser *in vitro* målinger av bindingsstyrken at det gjerne oppstår brudd i skillet mellom hybridlaget og intakt dentin. Den kliniske betydning på lenger sikt av en mangelfull infiltrering er imidlertid ukjent. Det har vært postulert at den demineraliserte delen som ikke blir mettet av primer, kan remineraliseres så lenge pulpa er vital (Tatsumi et al., 1992).

Dentinbindingssystemer som lett påvirkes av små mengder dentinvæske, er meget teknikkfølsomme. Et prinsipp som fortsatt benyttes i enkelte dentinbindingssystemer for å blokkere væskeutsivning fra dentintubuli, er tilsetning av oksalsyre i conditioneren eller i primeren, f.eks aluminiumoksyd. Oksalysyrer forårsaker en utfelling av ulike krystaller på overflaten samt i dentintubuli og dermed blokkeres væskeutsivningen mekanisk (Bowen et al., 1987; Asmussen & Hansen, 1993).

Adhesiv

Sammensetningen av de ulike monomerforbindelsene i primeren (Tabell V) og adhesiven (Tabell VII) varierer betydelig mellom produktene. Tross dette utviser de fleste moderne bindingssystemer relativt like bindingsstyrker. Dette kan indikere at det ikke er noen spesifikk kjemisk komponent i seg selv som er viktig, men at det er kombinasjonen av

Tabell VII. Eksempler på monomerforbindelser i adhesiver som inngår i representative dentinbindingssystemer.

BIS-GMA	Bisfenol A glysidyl metakrylat	AllBond2, Clearfilsystemene, ARTBond, Gluma cps, Optibond, Permaquick, Scotchbond MP, Syntac
GPDM	Glyserol fosfat dimetakrylat	Optibond
HEMA	Hydroksyetylmetakrylat	AllBond, Clearfilsystemene, DenthesiveII, Gluma cps, Optibond, Panavia21, Probond, Scotchbond MP
MEM	Metakryloyloksyetylenmaleinsyre	DenthesiveII (B)
MDP	Metakryloyloksydecyl dihydrogenfosfat	Clearfilsystemene, Panavia21
PENTA	Dipentaerythritol pentaakrylatfosfat	Prime&Bond, Probond
PMDM	Pyromellitsyre dimetakrylat	DenTASTIC, MirageBond
TBB	Tri-n-butyl boran	Superbond
TEGDMA	Trietylenglykoldimetakrylat	ARTBond, Optibond, Probond, Syntac, Contact plus
TMHM-DMA	Trimetylenheksametyldimetakrylat	DenthesiveII
UDMA	Uretan dimetakrylat	AllBond2, Optibond, Probond
4-META	Metakryloyloksyetyltrimellitsyreanhydrid	Superbond

demineralisering og fukting av overflaten som er vesentlig.

Bindingen mellom en adhesiv og en dentinoverflate vil avhenge av forskjellige parametre. Følgende forutsetninger forbedrer muligheten for en god binding:

1. lav overflatespenning på adhesiven samt høy overflateenergi på dentinoverflaten
2. kjemisk reaktive komponenter i adhesiven som reagerer med aktive grupper på dentinoverflaten,
3. stabile komponenter i adhesiven som ikke interreagerer og reduserer effektiviteten, og
4. minimal utvikling av stress og kontraksjon under polymerisasjonen.

Ulike fremstillingsmetoder og teknikker har vært utprøvd for å utvikle dentinadhesiver som kan imøtekomme disse fire kravene.

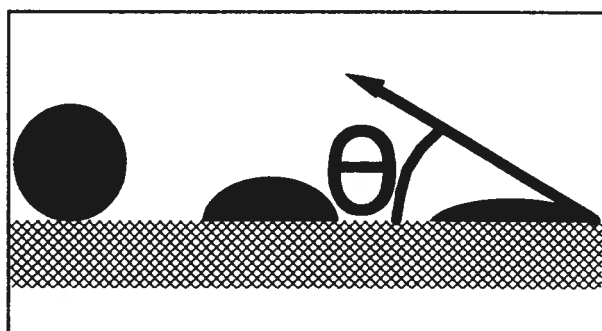
1. Overflatespenning og fuktning

For å oppnå intim kontakt mellom en væske og et fast materiale må væskens overflatespenning være kompatibel med det faste materialets overflateenergi. Med hensyn til dentinbinding benyttes tre prinsipper for å optimalisere dette forholdet: i) øke dentinoverflatens overflateenergi ved å fjerne eller modifisere smearlaget, ii) øke dentinoverflatens overflateenergi ved å mette en demineralisert overflate med overflateaktive komponenter, og iii) forbedre adhesivenes overflatespenning og rheologiske egenskaper.

I motsetning til emalje vil overflateenergien på en dentinoverflate synke etter en syreetsning. Sannsynligvis er årsaken en relativ økning av kollagen i forhold til hydroksylapatitt på overflaten (Erickson, 1992). En mer effektiv metode å øke dentinoverflatens overflateenergi er å mette overflaten med en primer.

For å måle endringer i overflateenergien på emalje og dentin etter ulike former for overflatebehandling har det vært brukt kontaktvinkelmålinger (Fig. 9). Teknikken er også blitt benyttet for å vurdere overflatefuktingen med ulike adhesiver på tannvev.

Et problem med slike målinger er at overflatefuktingen i stor grad påvirkes av ulike testvariabler, f.eks overflatens beskaffenhet med hensyn til ruhet, orientering, m.m., samt adhesivens interaksjon med hensyn til penetrasjon i overflaten, m.m. Det er derfor ikke



Figur 9. Overflatespenningen målt indirekte ved måling av kontaktvinkelen på en dråpe plassert på overflaten.

mulig å sammenlikne resultater fra ulike studier målt under ulike testsituasjoner. Av samme grunn kan det stilles spørsmålsteget ved metodens gyldighet til å predikere ulike produkters kliniske potensial.

2. Kjemiske komponenter

Det har lenge vært et mål å utvikle en adhesiv som kjemisk kan binde seg til dentinoverflaten. Et stort antall produkter har vært basert på ulike molekylstrukturer (Fig. 3). Forskjellige analysemetoder har delvis bekreftet interaksjoner mellom plastforbindelser i ulike eksperimentelle og kommersielle produkter mot dentinsubstitutter som pulverisert dentin, hydroksyapatitpulver, ekstrahert kollagen og kollagensjikt. Imidlertid kan disse modellforsøkene ikke forklare hvordan adhesiver interagerer med en kompleks heterogen dentinoverflate, og spesielt ikke når denne er dekket av et smearlag samt i et vått miljø. Resultatene fra slike modellforsøk må derfor ikke ekstrapoleres til klinikken. Avanserte overflateanalyseteknikker har ennå ikke klart å identifisere primære, dvs. kjemiske ione- og kovalente bindinger mellom plastforbindelser og dentin (Eliades, 1993). Dog har spektroskopiske studier vist en økende konsentrasjon av hydrofile plastforbindelser mot dentindelen i hybridsonen, hvilket kan tyde på at det kan finnes svakere hydrogenbindinger og van der Waalske krefter mellom adhesiven og dentinet (Spencer et al., 1992).

3. Stabilitet og holdbarhet

De fleste adhesiver har begrenset holdbarhet fordi komponentene som inngår i løsningene reagerer mer eller mindre med hverandre og danner uløselige komplekser. Et annet problem er fordampning av løsemiddelet, som kan være f.eks vann, aceton eller etanol. Dette kan påvirke blant annet viskositet, sjiktkykkelse og herdedybde. Spesielt produkter som inneholder anhydrider, hydroksyl, karboksyl og andre hydrofile grupper, er følsomme for oksygen og luftfuktighet. Derimot er produkter som inneholder polyakrylsyre mer resistente mot luft- og overflatefukt på grunn av reversible hydrogenbindinger mellom vann og kalsium-polyakrylatkomplekser (Eliades, 1994).

4. Polymerisasjon og stress

Bindingen til dentinoverflaten påvirkes i stor grad av hvordan adhesiven reagerer under polymerisasjonen. Rask herding minsker muligheten for flyt ("flow") og øker dermed

oppbygging av mekaniske spenninger ("stress") som kan lede til avflerring eller sprekkdannelser i adhesivsjiktet. Adhesiver som inneholder mange monomergrupper kontraherer mer under polymerisasjonen. På den annen side vil færre monomergrupper gi svakere sjikt. Avhengig av om herdingen skjer raskt, f.eks ved lysaktivering, eller noe saktere ved kjemisk aktivering, må sammensetningen av ulike monomergrupper i adhesiven optimaliseres for å minske stressoppbygging under polymerisasjonen, samtidig som maksimal styrke på adhesivsjiktet skal opprettholdes (Eliades, 1994).

Kontraksjon under polymerisasjon anses å skje hovedsakelig i retningen mot den største konsentrasjonen av frie radikaler, dvs mot overflaten for lyspolymeriserte materialer. For å oppnå en kontraksjon mot kavitetsveggen inngår i enkelte produkter komponenter som presumptivt initierer polymerisasjonen innenfra. Ulike komponenter er jern, tributylboran, natrium eller litium alkylbensensulfinater, N-fenylglysin og glutaraldehyd (Eliades, 1994). Flere produsenter har tilsatt fillerpartikler i adhesiven for å blant annet å minske kontraksjonen under polymerisasjonen. Disse fylte adhesivene appliseres i forholdsvis tykke sjikt for å kunne tjene som "stress-absorbers" under kontraksjonen som oppstår ved polymerisasjonen av kompositte plastfyllinger.

IV. Adhesivers kjemisk-fysikalske egenskaper

Polymerisasjon

Omsetningen fra monomer til polymer i en adhesiv bestemmes av ulike interne og eksterne parametre. Interne faktorer som f.eks monomersammensetningen, aktiveringssystemet og viskositeten er allerede omtalt. Eksterne faktorer som herdetemperatur og overflatestruktur påvirker også omsetningsgraden.

Generelt bør man alltid benytte noe lengre herdetider på lysinitierte adhesiver enn angitt av produsenten, for å kompensere for økt avstand til kavitetsbunnen i kliniske situasjoner og bruk av herdelamper som ikke lenger gir maksimum ytelse (Söderholm, 1996).

Herdetemperaturen må begrenses til maksimum 40 °C for å forhindre pulpaskader. Ved slike lave temperaturer er reaksjonene mellom frie radikaler i monomer begrenset, spesielt i den siste fasen av herdingen da diffusjonen av monomer i polymernetverket primært er temperaturbestemt. Omsetningsgraden blir spesielt dårlig hvis materialet blir hentet ut av et kjøleskap umiddelbart før bruk. Et unntak er produkter hvor 4-META inngår

(Amalgambond & Superbond, (Sun Medical, i enkelte land markedsført som C&B Metabond (Parkell)). Her anbefaler produsenten at alle komponenter- inkludert krone/bro - holdes avkjølt inntil sementeringen for at herdetiden ikke skal bli for kort.

Kavitetsoverflaten påvirker polymerisasjonen avhengig av væskeinnhold, temperatur og for lyspolymeriserte materialer, overflaterreflektans. Det siste er relevant dersom pulpanære soner blir dekket av et foringsmateriale før adhesivsystemet blir benyttet. Dersom foringsmaterialet reflekterer den del av lysspekteret som forårsaker initiering av herdingen i adhesiven, blir mengden frie radikaler større i disse områdene. Omvendt vil en våt overflate begrense mengden av frie radikaler. Blant annet er det derfor viktig at overflaten ikke blir kontaminert av væske etter at primeren er applisert. Andre kontaminanter som vil begrense mengden frie radikaler og påvirke bindingseffektiviteten negativt er eugenol fra f.eks. temporære sementer (Hansen & Asmussen, 1987). Effekten av andre kontaminanter som saliva, plasma, olje og ikke-eugenol-holdige sementer virker også negativt, men kan forbedres igjen etter nye 10 sek. etsning (Powers et al., 1995).

Inhibisjonslaget

Dersom et stort antall radikaler dannes samtidig, vil polymeriseringen skje raskt. Dette skjer f.eks. ved lysaktiverting. Lysaktiverede adhesiver inneholder derfor vanligvis mindre upolymerisert restmonomer enn kjemisk aktiverte, under forutsetning av optimal lysintensitet og sjikttykkelse samt optimal type og sammensetning av initiatorsystem.

Polymerisasjonen i plast inhiberes av oksygen, som i naturlig tilstand kan betraktes som et fritt radikal. Oksygen reagerer med frie radikaler dannet under polymerisasjonen, og slike peroksyradikalene er meget dårlige kjedeinitiatorer (Ruyter, 1981). Graden av inhibisjon varierer bl.a. med sjikttykkelsen, monomerviskositet og type aktiveringssystem. For visse adhesiver gjelder at tynnere lag enn 50 μm blir fullstendig oksygeninhibert (Erickson, 1992). Lavviskøse materialer har gjerne dårligere polymerisasjon på grunn av raskere oksygendiffusjon inn i sjiktet. Det er også økt oksygendiffusjonen dersom løsemiddelet i adhesiven ikke fordampes raskt nok (Ruyter, 1981), eller dersom sjiktet tynnes ved kraftig luftblåsing (Söderholm, 1996).

Kompositt plastmaterialer plassert på adhesivoverflaten vil displasere eller penetrere/absorbere inhibisjonslaget (Rueggeberg & Margeson, 1990).

Rheologiske egenskaper

En adhesiv må i utgangspunktet være lavviskøs for å danne et jevnt sjikt. I tillegg må overflatespenningen være mindre enn dentinoverflatens overflatenergi for å oppnå en intim kontakt.

Tykkelsen på adhesivlaget bør være jevn. Tykkelsen påvirkes av kontraksjonen under polymeriseringen, type og konsentrasjon av løsemiddel, polymer/løsemiddel kompatibilitet og eventuelle luftbobler. Et annet moment som kan påvirke tykkelsen er appliseringsteknikken (Hansen & Asmussen, 1987). Minipensler bør benyttes i stedet for minisvamper, fordi applikasjonen blir mer presis og tykkelsen jevnere. Imidlertid kan det, spesielt ved høyviskøse plastforbindelser, oppstå problemer med luftblærer fordi hårene i minipenselen ikke fuktes godt nok av adhesiven. Luftblåsing etter en applikasjon bør unngås, fordi sjiktet blir ujevnt med økte mengder i alle hjørner. Luftblåsing bør bare benyttes for å fordampe løsemiddelet i primeren/adhesiven (Eliades, 1994).

Kjemisk nedbrytning

Det foreligger få data om ulike dentinadhesivers motstand mot kjemisk nedbrytning. Dette er betenkelig da dentinadhesiver utsettes både for kjemisk og enzymatisk degradering i munnhulen. En studie har vist store forskjeller i oppløsning etter kontakt med 37 % fosforsyre. Det fremgår ikke om dette var et resultat av ulike grader av herding i testlegemene initialt, eller av reelle forskjeller i motstand mot oppløsning (Eick & Welch, 1986).

Et høyt innhold av anhydrider, karboksyl, hydroksyl og andre hydrofile grupper i adhesiven gir høy bindingsstyrke initialt, men disse kjemiske gruppene er samtidig utsatt for senere hydrolytisk degradering (Asmussen & Hansen, 1993).

Mekaniske egenskaper

Adhesivsjiktet bør oppfylle minstekrav til mekaniske egenskaper, men det er usikkert hvilke mål som er de mest klinisk relevante. Ut fra litteraturen virker det som om de to parametrene rivestyrke og fleksibilitet er viktige fordi man antar at høye verdier betyr at adhesivsjiktet kan oppta større krefter uten å revne. For å oppnå et fleksibelt adhesivsjikt kan lange høymolekylære monomerer inkorporeres slik at avstandene i polymernettverket øker. Adhesiven kan dermed ved å endre dets stereokjemiske konfigurasjon absorbere høyere

stressnivåer. Imidlertid har høymolekylære monomerer en begrenset omsetningshastighet under polymerisasjonen. Det må derfor tilsettes lavmolekylære monomerer, som f.eks HEMA, for å balansere sammensetningen i adhesiven.

Dybden på den demineraliserte sonen og tykkelsen på hybridlaget i seg selv spiller mindre rolle med hensyn til bindingsstyrken (McCabe & Rusby, 1992). En vel så viktig parameter kan være at behandlingen av dentinoverflaten reduserer hardheten og øker fleksibiliteten (Van Meerbeek et al., 1992). *In vitro* måles hardheten og fleksibilitet i bindingsområdet med nanoindentasjon (Van Meerbeek, 1993). Man kan forestille seg at hele strukturen fra upåvirket dentin, hybridlaget og adhesiven fungerer som en buffersone mot kontraksjoner fra kompositt plast som oppstår under polymerisasjonen og ved temperatursvingninger (Prati & Pashley, 1992). Denne hypotesen er i overensstemmelse med "the elastic wall"-konseptet, i.e., fyllingsmaterialer med høy fleksibilitet har best prognose i cervikale klasse V kaviteter (Kemp-Scholte & Davidson, 1990).

V. Dentinbindingens effektivitet *in vitro*

De første screeningtestene av dentinbindingssystemer må nødvendigvis utføres i laboratoriet, etter at biokompatibilitetsstudier er utført. Før et nytt produkt prøves ut klinisk foreligger det derfor vanligvis laboratoriedata om bindingsstyrke, mikrolekkasje og en morfologisk karakterisering av dentinbindingen. Enkelte produsenter prøver deretter først ut sine nye produkter i kliniske eksperimentelle studier, mens andre produsenter lanserer produktene kommersielt, og henviser i sin markedsføring kun til *in vitro* dataene (van Noort, 1994). Det er tre store problemer forbundet med fortolkningen av slike data.

1. Det er fortsatt ikke fastsatt en internasjonal standard for utprøving av binding mot dentin. Det arbeides med problemet i Den internasjonale standardiseringsorganisasjonen, ISO, og foreløpig er det utarbeidet en veiledning som skal danne grunnlag for en slik standard (ISO CD TR 11405). I mellomtiden er det utviklet et stort antall *in vitro* tester som presumptivt skal dokumentere produktenes potensial i klinikken, men som gir ulike resultater (Øilo, 1993). Så lenge det ikke finnes en standard må måledata, testmetoder og testprosedyrer nøye vurderes før man sammenlikner laboratoriedata fra ulike studier.

2. Det er karakteristisk at det er store avvik i måledataene for de samme produktene fra ulike laboratorier, selv om identiske målemetoder og prosedyrer blir benyttet. En

hovedårsak er variasjoner i dentinoverflatens heterogenitet og soliditet (Rueggeberg, 1991). Det er også vanskelig i laboratoriet å reprodusere de komplekse fysiologiske parametrene i munnhulen, som endringer i temperatur, mekanisk påvirkning, fuktighet, pH-endringer, plaque m.m. Behandlingen av dentinbindingsmaterialer kan dessuten være sterkt operatørvhengig (Hansen & Asmussen, 1987), hvilket vil gi seg utslag i måledataene.

3. Det er gjentatte ganger rapportert dårlig samsvar mellom laboratoriedato og kliniske observasjoner (Kadl et al., 1993). Dette kommer av at laboratorieprøver stort sett er kortvarige og gir liten informasjon om hva som skjer over tid med hensyn til degradering, utmatning, vannabsorpsjon, osv, og i enda mindre grad hvilken betydning restaureringsmaterialet har med hensyn til klinisk holdbarhet. Det er derfor stilt spørsmålsteget om i hvilken grad laboratorieprøver er egnet til å forutsi kliniske resultater (Söderholm, 1991; Duke, 1992; van Noort, 1994).

In vitro studiene av dentinbindingssystemers effektivitet kan inndeles i tre hovedkategorier, målinger av bindingsstyrke, marginal forsegling og morfologisk karakterisering av bindingsstedet.

Bindingsstyrke

Styrken på bindingen mellom en adhesiv og dentinoverflaten defineres som kraften per arealenhet som trengs for å bryte en sammenbundet enhet hvor bruddet skjer i eller nær adhesjonssjiktet. Styrken på bindingen vil avhenge av bindingsstedets areal, og det er derfor viktig å ha god kontroll over denne variabelen under styrkemålinger (Øilo, 1987). Som regel benyttes et testoppsett med ekstraherte tenner hvor dentin blir blottlagt, slik at prøvelegemer av kompositt plast eller keram kan bindes til dentinoverflaten. Deretter blir bindingen brutt enten ved at prøvelegemet trekkes løs på dentinoverflaten, eller skyves løs med en kraft som virker parallelt med overflaten. Den siste metoden er den enkleste og regnes som den mest praktiske (Retief, 1991; Øilo, 1993). Denne "shear"-testen gir gjennomgående noe høyere måleverdier enn dragtesten. Imidlertid vil denne testen i stor grad påvirkes av hvilket materiale som benyttes sammen med adhesiven. Det er vist store forskjeller i måleverdier avhengig av hvilke kombinasjoner av adhesiver og komposittprøvelegemer som er benyttet (Bryant & Mahler, 1986; Komatsu & Finger, 1986). Det er derfor stilt spørsmålsteget ved verdien på disse to måle metodene. Av samme grunn er det også lansert andre metoder, som f.eks en "skrelle-test" (Degrange et al., 1993) for å predikere klinisk potensial.

Typisk for målinger av bindingsstyrke er stor inter- og intravariabilitet av måleresultatene. Variasjonskoeffisienter på 30-50% er ikke uvanlig. Årsaken er de mange kjente og ukjente parametre som påvirker resultatene (Söderholm, 1991). Eksempler er valg av:

* humant eller bovint dentin

Resultatene fra ulike studier viser forskjellige resultater (Øilo, 1993; Marshall Jr, 1993; Retief, 1991).

* oppbevaringsmåte

Oppbevaring i destillert-, deionisert- eller tappkranvann med eller uten antibakteriell tilsetning, formalin, etanol, thymol, kloramin m.m. er blitt vurdert. Resultatene viser ulike resultater (Mitchem & Gronas, 1986; Retief, 1991; Marshall Jr, 1993).

* prøvetidspunkt etter ekstraksjon

Resultatene fra ulike studier viser forskjellige resultater. (Mitchem & Gronas, 1986; Beech et al., 1991; Söderholm, 1991; Retief, 1991; Marshall Jr, 1993; Øilo, 1993).

* valg av sted på tannen hvor dentin blottlegges

Binding mot buccalflaten gir høyere måleverdier enn mot okklusalflaten. Variasjonen i dentinheterogenisitet er også mindre (Øilo & Olsson, 1990).

* overflatepreparering og kavitetsform

En glatt overflate gir høyere bindingsstyrke enn mer ruge overflater (Retief, 1991).

* overflatearealets størrelse

Jo mindre kontaktareal, jo mindre risiko er det for kritiske feil i bindingsstedet og derfor gjennomgående høyere verdier (van Noort et al., 1989).

* dentinoverflatens posisjon i forhold til pulpa

Dentinadhesiver kan binde seg bedre til intertubulært enn til peritubulært dentin, hvilket kan registreres som høye måleverdier i perifert dentin og lav i dypere dentinsjikt (Mitchem & Gronas, 1986; Prati & Pashley, 1992).

* simulering av intrapulpat væsketrykk/ overflatefuktighet

Tidligere resulterte væske på overflate i dårligere måleverdier for stort sett alle produkter (Mitchem et al., 1988, Prati & Pashley, 1992). I dag anbefaler flere produsenter at kaviteten ikke skal tørkes helt ut (Kanca, 1992).

* det geometriske testoppsettet

Avhengig av kreftenes retning, styrke og oppsett av prøvelegeme vil målene variere (van Noort et al., 1989; Øilo & Olsson, 1990; Øilo, 1993; Degrange et al., 1993).

* adhesivens tykkelse og begrensning

Dersom arealet som er dekket av adhesiv er større enn prøvelegemets diameter, oppnås høyere måleverdier (van Noort et al., 1991; Retief, 1991). Det er usikkert om tykkelsen på adhesivsjiktet påvirker måleverdiene (Ruyter, 1981; Retief, 1991).

* prøvens lagringsforhold (tid, temperatur, osv), syklisk belastning og bruk av termisk stress som ekstra belastning

Bindingsstyrken er høyere etter 24 timer enn etter 15 minutter. Deretter avtar styrken (Retief, 1991). Termisk stress gir som regel lavere måleverdier (Retief, 1991), men ikke alltid (Øilo & Olsson, 1990).

I kombinasjon med styrkemålinger gjøres ofte topografiske analyser av bruddstedene for å fastslå hvor i strukturene bruddene skjer, og om bruddene primært er adhesive eller kohesive (Finger, 1988). Man får da en ide om bindingens svakeste punkt. Dersom bruddet er adhesivt, dvs i overgangen adhesiv/prøvelegeme, kan materialet forbedres med hensyn til penetrasjon av det porøse området i dentinoverflaten, overflatefuktingen eller graden av kjemisk binding. Et kohesivt brudd (det vil si brudd gjennom ett av materialene ved siden av bindingsstedet) indikerer at de fysiske materialegenskapene begrenser bindingsstyrken.

Marginal forsegling

Den marginale forseglingen mellom et fyllingsmateriale, med eller uten en adhesiv, og dentin har vært evaluert etter mikrolekkasjestudier, eller ved direkte måling av bredden på en eventuell spalte mellom materiale og tann.

I mikrolekkasjestudier måles penetrasjonen av væsker tilsatt ioner, molekyler eller bakterier mellom kavitetsveggene og fyllingsmaterialet. Lekkasjestudier tar kort tid og er relativt enkle å utføre. Et stort antall metoder har vært beskrevet og har variert med hensyn til kavitetsform, lokalisasjon på tannen og type væske (dvs, luft, bakterieløsninger, radioisotoper, kjemiske løsninger, fargestoffer osv.). Lekkasjemålingene har vært klassifisert både etter kvalitative og kvantitative kriterier og kan være både destruktive/ikke destruktive eller lokale/globale (Taylor & Lynch, 1992).

De samme variablene som påvirker måledataene i bindingsstyrkemålinger, i tillegg til en rekke andre testvariabler forbundet med mikrolekkasjestudier, påvirker også graden av målbar mikrolekkasje (Retief, 1991). Data fra mikrolekkasjestudier kan ikke korreleres til bindingsstyrkemålinger mellom adhesiver og dentin (Retief, 1994). Det er mulig det er en

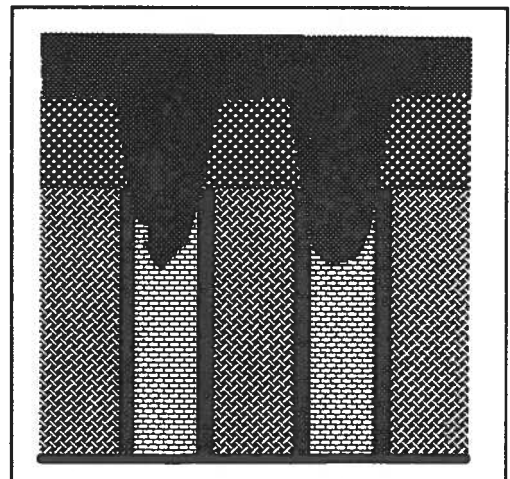
korrelasjon mellom mikrolekkasjedata og dentinadhesivens fleksibilitet (Van Meerbeek et al., 1993).

En annen metode som er benyttet til å evaluere marginal forsegling, er å måle maksimum spalteåpning mellom et komposittmateriale med eller uten dentinbinding og tannvevet i standardiserte kaviteter (Hansen & Asmussen, 1987). Metoden er enkel og rask, men må gjøres i løpet av 10 minutter for at dentinet ikke skal dehydrere. Målingene påvirkes av type fyllingsmateriale som blir benyttet sammen med adhesiven. Målingene korrelerer dårlig med data fra mikrolekkasjestudier, mens det er noe bedre korrelasjon til bindingsstyrken målt *in vitro* (Degrange et al., 1993).

Morfologisk karakterisering

I en rekke studier er bindingsstedet mellom kompositt og dentin undersøkt mikroskopisk. Disse studiene har fokusert spesielt på to temaer, enten kontroll av kvaliteten på bindingen mellom materialene og dentinet, eller lokalisasjon av eventuelle spalter. Ulike metoder er blitt benyttet til å demonstrere fotografisk permeabiliteten av conditioners, primere og adhesiver i ulike nivåer i dentinet. Eksempler på ulike metoder er røntgentomografi, atomstyrkemikroskopi, transmisjons- og scanning elektron mikroskopi (TEM & SEM), og tandem reflecting scanning lysmikroskopi (TRSLM), (Van Meerbeek et al., 1992; Eliades, 1993; Marshall Jr, 1993; Watson, 1994) (Fig. 10).

Tidligere ble det i markedsføringen av nye produkter fokusert mye på lengden på penetrasjonen av adhesiven ned i dentintubuli. "Tags" opp til 50 μm ser imponerende ut på bilder, men har ingen betydning med mindre de er godt bundet mot det peritubulære dentinet. Selv ved god binding vil "tags" som er lenger enn 5 μm bidra lite til den totale bindingsstyrken (Marshall Jr, 1993, Van Meerbeek, 1993). Fra et biokompatibelt synspunkt har det vært ansett betenkelig med plastkomponenter dypt ned i dentintubuli på grunn av mangelfull polymerisasjon i disse områdene med fare for pulpaskader (Pashley, 1992).



Figur 10. Dentinoverflate dekket av en dentinadhesiv. En porøs sone er på forhånd mettet av primer, adhesiven infiltrerer dette sjiktet og blokkerer tubuli.

VI. Dentinbindingens effektivitet *in vivo*

Korrelasjonen mellom bindingsstyrker målt *in vitro* og kliniske data er begrenset (Tyas, 1994) eller dårlig (Finger, 1988). For eksempel viser ofte glassionomersementer eller modifiserte glassionomersementer bedre kliniske resultater sammenliknet med produkter basert på kompositt plast til tross for lavere bindingsstyrker *in vitro* (Tyas, 1994). Den kliniske betydningen av data fra mikrolekkasjestudier er også usikker da det ennå ikke er rapportert noen korrelasjon mellom *in vitro* funn og kliniske observasjoner (Retief, 1994). Hybridsjiktets utseende i mikroskopet, derimot, er likeartet ved binding *in vitro* sammenliknet med situasjonen *in vivo* (Jacobsen & Finger, 1993; Goracci et al., 1994).

Longitudinelle kliniske studier som gir svar på dentinbindingens langtids-holdbarhet mangler helt. Dette er kanskje ikke overraskende da det kontinuerlig er blitt lansert nye produkter (Fig. 4), og produktene med de beste *in vitro* resultatene er relativt nye på markedet.

I litteraturen er effektiviteten av dentinbindingssystemer hovedsakelig evaluert i henhold til krav og veiledninger gitt av den amerikanske tannlegeforening (ADA, 1991). I henhold til disse kravene må en viss andel av fyllingene fungere etter ett år og tre år for at produktene skal bli "akseptert" av ADA. Kravene fra ADA begrenser seg til å registrere retensjonsprosenten av fyllinger etter 1 og tre år i cervikale kileformede defekter som **ikke skal prepareres**. Sammenlikning av resultatene fra disse studiene er vanskelig, da det stadig rapporteres om nye kliniske parametre som påvirker holdbarheten på cervikale klasse V fyllinger. Generelt viser de fleste kliniske studier at klasse V fyllinger fungerer best når hele kaviteten har vært omgitt av syreetset emalje (Heymann et al., 1991; Heymann & Bayne, 1993). Det er også blitt hevdet at dersom de kileformete cervikale defektene er sklerotiserte, bør det ytterste sjiktet fjernes mekanisk før dentinbindingssystemet, at det appliseres en mer aggressiv syre enn normalt og at det bør brukes lengre etsetider (Van Meerbeek et al., 1993). I tillegg er det påpekt at utenom selve typen dentinadhesiv og eventuell sklerotisering er flere faktorer avgjørende for fyllingenes holdbarhet:

- * kavitetens form (Ziemięcki et al., 1987)
- * elastisitetsmodul eller stivhet i fyllingsmaterialet (Kemp-Scholte & Davidson 1989)
- * bruksisme (Lambrecht et al., 1987)

- * pasientens alder (Bayne et al., 1991)
- * tannvevenes stivhet (Heymann et al., 1991)
- * intraoral lokalisasjon (Heymann & Bayne, 1993)

I tillegg er det blitt hevdet at kavitetsprepareringen, bl.a ekskaveringsgraden i relasjon til den aktive kariesprosessen, kan ha en betydning med hensyn til dentinbindingens effektivitet (Söderholm, 1996). Også appliseringsteknikken av materialene og tidspunkt for polering kan påvirke bindingseffektiviteten (Söderholm, 1995).

I utgangspunktet ble ADA-spesifikasjonene utformet med tanke på at data fra slike kliniske studier skulle bidra til produktutvikling av adhesiver. Imidlertid inneholder de fleste publikasjonene fra korte kliniske studier sjelden beskrivelser av funn som kan bidra til en slik produktutvikling (Eliades, 1994). I stedet for benyttes gjerne disse dataene i markedsføringen av nye produkter (Kadl et al., 1993).

Dersom en produsent ønsker at betegnelsen "ADA-akseptert" skal knyttes til sitt produkt, unnlater man selvfølgelig i en klinisk studie å legge klass V fyllinger i situasjoner hvor det er ugunstige betingelser. Som angitt ovenfor er det etterhvert identifisert mange slike faktorer, hvilket ekskluderer mange pasienter fra å delta. Et problem som reiser seg da, er om de kliniske dataene som etterhvert fremkommer i slike kontrollerte studier, bare vil gi et bilde av **potensialet** til produktene under ideelle situasjoner (Wilson & Wilson, 1995). En alternativ strategi vil være å gjennomføre studier med flere pasienter, som vil kunne gi et mer realistisk bilde av ulike kliniske situasjoner, og som vil gi mer relevante data fra et klinisk synspunkt. "Ulempen" vil være at holdbarheten på fyllingene vil være dårligere sammenliknet med i de kontrollerte kliniske studiene fordi materialene vil bli utsatt for større påkjenninger.

Det er videre diskutabelt om resultatene fra disse klasse V fylling-studiene er relevante for andre typer fyllingsterapi, f.eks for klasse II fyllinger, innlegg, helkeramkroner, laminater m.m. For å kunne gjøre en vurdering av potensialet av et dentinbindingssystem må derfor også andre typer kliniske studier gjennomføres (Duke, 1992). For kroner sementert med kompositt plastsement ble det i et *in vitro* forsøk målt høyere motstand mot fraktur under belastning når sementeringen ble kombinert med en adhesiv sammenliknet med uten adhesiv (Burke, 1995). Den kliniske betydningen av slike data er imidlertid vanskelig å bedømme av flere årsaker. For innlegg og kroners vedkommende vil holdbarheten i tillegg

være sterkt avhengig av valg av restaureringsmateriale, overflatebehandlingen av de indre flater i restaureringen, passformen mot tannen, håndtering av de ulike materialene samt av plastsementens kvaliteter. Disse variablene gjør det vanskelig å gjennomføre eksperimentelle laboratoriestudier, og nærmest umuliggjør kontrollerte kliniske studier. Dette kan forklare hvorfor det ikke er gjennomført slike undersøkelser.

VII. Konklusjoner

Etter dagens kriterier vil en adhesiv som kan betegnes som effektiv, opprettholde en bindingsstyrke mot dentin på minimum 10 MPa over tid, og med minimal mikrolekkasje (Smith & Vanherle, 1994). Dette kan oppnås med dentinbindingssystemer som har tre karakteristikk:

- (1) Syredemineralisering, som gir en porøs overflate. De fleste produkter i dag inkluderer sure conditioners, eller en primer som er tilsatt syre.
- (2) HEMA inngår i en av løsningene i dentinbindingssystemet. Monomeren er vannløselig og kan opprettholde tykkelsen på den demineraliserte sonen. Dermed kan komponenter i primeren og adhesiven penetrere denne sonen.
- (3) Vann inngår i bindingsmekanismen i en eller annen form. Det må være vann til stede i den demineraliserte sonen for at denne skal være permeabel for andre komponenter. Vann kan inngå i primeren, eller overflaten skal forbli fuktet før adhesiven appliseres.

Bindingens kvalitet og varighet vil i avgjørende grad påvirkes av hvilke restaureringsmaterialer og klinisk teknikk som benyttes senere. Alle data som presenteres vedrørende dentinbindingssystemers effektivitet er sterkt påvirket av hvilke restaureringsmaterialer som er blitt benyttet i laboratorieprøvene og i kliniske studier. Faktorer som vil påvirke bindingen er kontraksjonen under polymerisasjonen, vannabsorpsjon og termiske og mekaniske påkjenninger i restaureringsmaterialet. Ved omfattende komposittfyllinger aksentueres innvirkningen av disse faktorene. Videre utsettes en dentinbinding for helt andre belastninger når keramiske innlegg eller fasetter limes fast.

At en sterk binding til dentin kan skapes under optimale forhold i laboratoriet innebærer derfor ikke at denne bindingen kan gjenskapes i klinikken og kompensere for fysikalsk-mekaniske svakheter hos de etterfølgende restaureringsmaterialene.

VIII. Kortfattet praktisk veiledning

Det er viktig å understreke at ulike produkter forutsetter ulike prosedyrer for tannoverflatebehandling. Det er derfor absolutt nødvendig å lese bruksanvisningen for det aktuelle produktet og ikke "overføre" prosedyrer fra andre andre eller tidligere produkter. Enkelte prosedyrer kan imidlertid være allmenngyldige for alle dentinadhesivsystemer:

* Emalje og dentin bør etses samtidig. Separate etsninger er vanskelige å kontrollere. Etsefasen avsluttes med minimum 20 sekunder vannspray etterfulgt av forsiktig lufttørring. Overflaten må ikke dehydreres for kraftig. Synbar væske skal fjernes med 1-2 sekunders lufttørring.

* Primeren skal appliseres det antall ganger produsenten har anvist. Etter at primeren er applisert må overflaten ikke kontamineres av vann og saliva. I så fall må kaviteten tørrlegges, og ny primer appliseres.

* Adhesiven bør plasseres med børste. Sjiktykkelsen må være i overensstemmelse med produsentens anvisninger. Sjektet bør ikke lufttynnes pga fare for "pooling". Lysherdingen bør være noe lenger enn angitt av produsenten for å kompensere for økt avstand til kavitetsbunnen og ikke-optimal effekt på herdelampene.

* Valg av det permanente restaureringsmaterialet og teknikk ved applisering av dette bør resultere i minimal kontraksjon under polymerisasjonen. Dersom det er praktisk mulig, bør puss og polering av det permanente restaureringsmaterialet først skje etter 24 timer.

IX. Referanser

ADA, Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Revised acceptance program ADA guidelines. Chicago: American Dental Association, 1991.

Asmussen E, Hansen EK. Dentine bonding systems. In: State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentine Bonding. Vanherle G, Degrange M, Willems G (eds.) Leuven: van der Poorten n. v. , 1993. 33-47.

Bayne SC, Heymann HO, Sturdevant JR, Wilder AD, Sluder TB. Contributing covariables in clinical trials. *Am J Dent* 1991;4:247-50.

Beech DR, Tyas MJ, Solomon A. Bond strength of restorative materials to human dentin: Influence of post-extraction time. *Dent Mater* 1991;7:15-7.

Bowen, RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US Patent 3.066.112, 1962.

Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. *J Dent Res* 1982;61:1070-6.

Bowen RL, Tung MS, Blosser RL, Asmussen E. Dentine and enamel bonding agents. *Int Dent J* 1987;37:158-61.

Boyde A, Switsur VR, Steward AD. An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues. *Advances in Fluorine Research and Dental Caries Prevention*. Vol 1. Oxford: Pergamon Press Ltd, 1963, 185-93.

Brännström M. Smear Layer: Pathological and Treatment Considerations. *Oper Dent* 1984; Suppl. 3: 35-42.

Bryant RW, Mahler DB. Modulus of elasticity in bonding of composites and amalgams. *J Prosthet Dent* 1986;56:243-8.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-53.

Buonocore MG, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956;67:382-91.

Burke FJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 1995;26:293-300.

CRA, Clinical Research Associates. Product Use Survey 1995. *CRA Newsletter* 1995;19:1-4.

Degrange M, Attal JP, Theimner K, Eid N. *In vitro* tests of dentine bonding systems. In: State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentine Bonding. Vanherle G, Degrange M, Willems G (eds.) Leuven: van der Poorten n. v. , 1993. 205-25.

Dérand T, Toreskog S. Keramiska kronor. SSPD Undervisningskomite 1993.

Duke ES, Lindemuth J. Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates. Am J Dent 1990;3:264-70.

Duke ES. Clinical studies of adhesive systems. Oper Dent 1992, Supplement 5: 103-10.

Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. J Dent Res 1970;49:1359-68.

Eick JD, Welch FH. Dentin adhesives--do they protect the dentin from acid etching?. Quintessence Int 1986;17:533-44.

Eliades, G. Dentine bonding systems. In: State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentine Bonding. Vanherle G, Degrange M, Willems G (eds.) Leuven: van der Poorten n.v., 1993. 49-74.

Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. J Dent 1994;22:73-81.

Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent. 1992;Suppl 5:81-94.

Finger WJ. Dentin bonding agents. Relevance of *in vitro* investigations. Am J Dent 1988; 1:184-8.

Fukushima T, Horibe T. A scanning electron microscopic investigation of bonding of methacryloyloxyalkyl hydrogen maleate to etched dentin. J Dent Res 1990;69:46-50.

Fusayama T. New concepts in Operative Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co. 1980.

Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biology, 1976;21:355-62.

Goracci G, Bazzuchi M, Mori G, et al. *In vivo* and *in vitro* analysis of a bonding agent. Quintessence Int 1994;25:627-35.

Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. Am J Dent 1992;5:127-9.

Hansen EK, Asmussen E. Influence of temporary filling materials on effect of dentine bonding agents. Scand J Dent Res 1987;95:516-20.

Hansen EK, Asmussen E. Efficacy of dentin-bonding agents in relation to application technique. *Acta Odontol Scand* 1989;47:117-20.

Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne SC, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Tooth flexure: effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc* 1991;122:41-7.

Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *J Am Dent Assoc* 1993;124:26-36.

ISO/TC106/subcommittee 1. CD TR 11405 - Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. International Organization for Standardization, Geneva, Schweiz.

Inoue T, Shimono M. Repair dentinogenesis following transplantation into normal and germ-free animals. *Proceeding Finnish Dent Soc* 1992;88 Suppl1: 183-94.

Jacobsen T, Finger WJ. Morphology of coupling sites between bonding agents and dentine *in vivo* and *in vitro*. *J dent* 1993;21:150-7.

Jokstad A, Mjör IA. Ten years clinical evaluation of three luting cements. *J Dent* 1996;25:in press.

Kadl P, Krejci I, Lutz F. Scotchbond von 1983 bis 1992: Die Geschichte eines Marktreiners im Spiegel der Literatur. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993;1549-57.

Kanca III, J. An alternative hypothesis to the cause of pulpal inflammation in teeth treated with phosphoric acid on the dentin. *Quintessence Int* 1990;21:83-6.

Kanca III, J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 1992;123:35-43.

Kanca III, J. Etchant composition and bond strength to dentin. *Am J Dent* 1993;6:162-4.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990;69:1240-3.

Komatsu M, Finger W. Dentin bonding agents: correlation of early bond strength with margin gaps. *Dent Mater* 1986;2:257-60.

Kramer IR, McLean JW. Alterations in the staining reaction of dentine resulting from a constituent of a new self polymerising resin. *Br Dent J* 1952;93:150-3.

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentine adhesives. *Oper Dent* 1987;12:53-78.

Macko D, Rutberg M, Langeland K. Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. *Oral surg* 1978;45:930-46.

Marshall Jr, GW. Dentin: Microstructure and characterization. Quintessence Int 1993;24:606-17.

McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding agents - characteristic bond strengths as a function of dentin depth. J Dent 1992;20:225-30.

McLean JW, Kramer IR. A clinical and pathological evaluation of a sulphonic acid activated resin for use in restorative dentistry. Br Dent J 1952;93:255-69.

Mitchem JC, Gronas DC. Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesive. J Am Dent Assoc 1986;113:285-7.

Mitchem JC, Terkla L, Gronas DC. Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiologic conditions. Dent Mater 1988;4:351-3.

Mjör IA, Fejerskov O. Human oral embryology and histology. Copenhagen: Munksgaard, 1986.

Mjör IA. Reaction patterns in dentin. In: Dentine and dentine reactions in the oral cavity. Thylstrup, A, Leach SA, Qvist V, (eds.) Oxford: IRL Press, 1987, 27-31.

Moberg LE. Cementering av kronor och broar. SSPD Undervisningskomite 1990.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982;16:265-73.

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. The hybrid layer as a dentin bonding mechanism. J Esthetic Dent 1991;3:133-8.

Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mater 1992;8:125-30.

Nordenvall KJ, Brännström M. *In vivo* resin impregnation of dentinal tubules. J Prosthet Dent 1980;44:630-7.

Olsson S, Øilo G, Adamczak E. The structure of dentin surfaces exposed for bond strength measurements. Scand J Dent Res 1993;101:180-4.

Pashley DH. Dentin: A dynamic substrate - A review. Scanning Microscopy 1989;3:161-76.

Pashley DH. The Effects of Acid Etching on the Pulpodentin Complex. Oper Dent 1992;17:229-42.

Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. Oper Dent 1992, Suppl 5: 137-50.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int 1993;24:618-31.

Powers JM, Finger WJ, Xie J. Bonding of Composite resin to contaminated Human Enamel and Dentin. J Prosthodont 1995;4:28-32.

Prati C, Pashley DH. Dentin wetness permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. Am J Dentistry 1992;5:33-8.

Qvist V. Resin restorations: leakage, bacteria and pulp. Dissertation. Endodont Dent Traumatol 1993;9:127-52.

Retief DH. Standardized laboratory adhesion tests. Am J Dent 1991;4:231-6.

Retief DH. Do adhesives prevent microleakage?. Int Dent J 1994;44:19-26.

Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res 1990;69:1652-8.

Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure. Review of literature: a report of the ASC MD 156 Task Group on test methods for the adhesion of restorative materials. Dent Mater 1991;7:2-10.

Ruse ND, Smith DC. Adhesion to bovine dentin-surface characterization. J Dent Res 1991;70:1002-8.

Ruyter IE. Unpolymerized surface layers of sealants. Acta Odontol Scand 1981;39:27-32.

Smith DC, Vanherle G. State of the art on direct posterior filling materials and dentine bonding. Summary of an International Symposium. J Dent 1994;22:121-4.

Spencer P, Byerley TJ, Eick JD et al. Chemical characterization of the dentine adhesive interface by fourier transform infrared spectroscopy. Dent Mater 1992;8:10-5.

Stanley HR. Pulpal consideration of adhesive materials. Oper Dent 1992;Suppl 5:151-64.

Söderholm KJ. Correlation of *in vivo* and *in vitro* performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD 156 Task Group on test methods for the adhesion of restorative materials. Dent Mater 1991;7:74-83.

Söderholm KJ. Does resin based dentine bonding work ? Int Dent J 1995;45:371-81.

Söderholm KJ. Dentinadhesiver. In: Odontologi '96. Copenhagen: Munksgaard 1996, 63-78.

Sugizaki J. The effect of various primers on the dentin adhesion of resin composites - SEM and TEM observations of the resin-impregnated layer and adhesion promoting effect of the primers. Jap J Conserv Dent 1991;34:228-65.

Tatsumi T, Inokoshi S, Yamada T, Hosoda H. Remineralization of etched dentin. J Prosthet Dent 1992;67:617-20.

- Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992;20:3-10.
- Tyas MJ. Clinical evaluation of five adhesive systems. *Am J Dent* 1994;7:77-80.
- Tyas MJ. Clinical evaluation of five adhesive systems: three year results. *Int Dent J* 1996;46:10-4.
- Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the dentin-resin interdiffusion zone with different adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71:1530-40.
- Van Meerbeek B. Dentine adhesion: morphological physicochemical and clinical aspects. Thesis. Leuven: Katholieke Universiteit, 1993.
- Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Inokoshi S, Vanherle G. Two-year clinical evaluation of two dentin-adhesive systems in cervical lesions. *J Dent* 1993;72:195-202.
- van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew GE. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989;17:61-7.
- van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991;70:889-93.
- van Noort R. Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination--a personal view. *J Dent* 1994;22 Suppl 1:S4-84.
- Wang T, Nikaido T, Nakabayashi N. Photocure bonding agent containing phosphoric methacrylate. *Dent Mater* 1991;7:59-62.
- Watson TF. Application of high speed confocal imaging techniques in operative dentistry. *Scanning* 1994;16:168-73.
- Wilson NH, Wilson MA. The outcome of a clinical trial of a dentin bonding system. Justice or injustice ? *Am J Dent* 1995; 8:99-102.
- Ziemięcki TL, Dennison JB, Charbeneau GT. Clinical evaluation of cervical composite resin restorations placed without retention. *Oper Dent* 1987;12:27-33.
- Øilo G, Olsson S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent Mater* 1990;6:138-44.
- Øilo, G. Bond strength testing - what does it mean ? *Int Dent J* 1993;43:492-8.
- Ørstavik J, Henningson C. Etsbroer. SSPD Undervisningskomite 1991.