

SEMENTER I FAST PROTETIKK

Asbjørn Jokstad & Gudbrand Øilo

Denne rapporten er utarbeidet i samråd med og er godkjent av SSPDs undervisningskomité. Komitéen består av lærere i protetik fra alle de odontologiske lærestedene i Norden. Den har også representasjon fra fagområdet odontologisk materialvitenskap, og tilkaller etter behov annen ekspertise.

© Scandinavian Society for Prosthetic Dentistry 1999

ISBN 82-91757-08-9

Innholdsfortegnelse

1. Innledning	1
2. Retensjonsprinsipper	2
<i>Krefter og belastninger på fast protetikk</i>	2
<i>Mekanisk retensjon</i>	2
<i>Limretensjon</i>	3
3. Vannbaserte sementer	5
<i>Introduksjon</i>	5
<i>Materialtyper og sammensetning</i>	6
<i>Kliniske observasjoner</i>	9
<i>Sammenligning og vurdering av egenskaper</i>	11
<i>Klinisk / praktisk materialhåndtering</i>	16
4. Polymerbaserte sementer	17
<i>Introduksjon</i>	17
<i>Materialtyper og sammensetning</i>	18
<i>Kliniske observasjoner</i>	22
<i>Sammenligning og vurdering av egenskaper</i>	24
<i>Klinisk / praktisk materialhåndtering</i>	32
5. Oppsummerende vurdering	39
Referanser	41

1. Innledning

Restaureringer (proteser) som er sementert fast på tenner har fått betegnelsen *fast protese* på norsk. Det engelske uttrykket er *Fixed Prosthesis* eller mer brukt *Fixed Partial Denture (FPD)* som betegner at restaureringen er *satt fast* på tennene i motsetning til de avtagbare restaureringer.

Vi har i dag et relativt stort utvalg av materialer og metoder for å feste restaureringer på gjenværende tenner. Materialene er svært forskjellige, men betegnes alle som *sementer*. Dette er noe misvisende da *sement* egentlig betegner materialer som fremstilles ved å blande pulver og væske, hvilket ikke stemmer for flere av materialene som er i bruk. Enkelte betegner sementer til å feste restaureringer som *retensjonssementer*, for å skille disse fra sementer benyttet til underforing eller som restaureringsmateriale. I dette kompendiet benyttes begrepet *sement* synonymt med *retensjonssement*. Kompendiet beskriver ikke sementer beregnet til midlertidig sementering av restaureringer.

Sementene kan inndeles i to hovedgrupper: de *vannbaserte* og de *polymerbaserte*, med forskjellige egenskaper og bruksområde. Vannbaserte sementer baseres på mekanisk retensjon, mens de polymerbaserte brukes til limretensjon etter overflatebehandling av restaurering og tann, inklusiv bruk av dentinadhesiver. Det er også markedsført materialer som kjemisk sett befinner seg i en "gråsone" mellom disse to hovedgruppene.

I denne rapporten vil det fokuseres på bruken av sementer til å retinere konvensjonelle kroner og broer. Imidlertid er flere momenter relevante ved sementering av andre typer restaureringer. En mer inngående diskusjon om prinsippene for makro- og mikroretensjon av etsbroer er beskrevet i en annen SSPD-rapport fra 1991¹. Senere longitudinelle studier^{2,3,4} og metaanalyser⁵ har vist at overflatebehandlingen av metalloverflaten av etsbroen samt prepareringsdetaljer i emaljen er meget kritiske momenter. Valg av sementmateriale kan ha stor^{2,3} eller mindre^{4,5} betydning for behandlingsresultatet. Tilsvarende diskusjon om bruk av sementer i forbindelse med fremstilling av skallfasetter i keram er beskrevet i detalj i en annen SSPD-rapport⁶.

Normalt brukes det relativt store ressurser både i klinikken og ved den tekniske framstilling av restaureringen, mens selve sementeringen sjelden får samme oppmerksomhet. Det stilles imidlertid store krav til sementene som skal

fungere i mange år i et miljø med store mekaniske belastninger, temperaturforskjeller, fuktighet og bakterievekst. Sementen skal i tillegg være lett å bruke, ikke skade tenner og omkringliggende vev og bidra til det rette estetiske sluttresultat. Det finnes ingen enkelt sement som oppfyller alle slike egenskaper. Denne rapporten tar sikte på å beskrive fordeler og ulemper ved de ulike sementtypene.

2. Retensjonsprinsipper

Krefter og belastninger på fast protetikk

Belastningstyper

Sementerte restaureringer utsettes for vertikale og horisontale krefter. Kreftene som fordeler seg i materialet kan deles opp i kraftkomponenter vinkelrett i forhold til hverandre. Den ytre kraft etablerer spenninger (stress) i det underliggende materialet. Belastningen (kraften) varierer både mellom individer og hos hvert enkelt menneske avhengig av typen kontakt mellom overkjeve og underkjeve (funksjonell, habituell), muskelbruk, fødens fysiske egenskaper o.s.v. Belastningssituasjonen er som regel kompleks og vil alltid gi en blanding av vertikale og horisontale kraftkomponenter.

Mekanisk retensjon

Funksjonsprinsipper

Belastningene på restaureringen overføres til tannen ved hjelp av sementlaget. Sementen låses fast til de motstående flater på restaurering og tann ved å stivne i store og små undersnitt. Kreftene overføres direkte gjennom sementlaget mot underliggende tannsubstans i kraftkomponentenes retninger. Det dannes trykkspenninger i grenseflatene og skjærspenninger i sement og dentin (Fig 1).

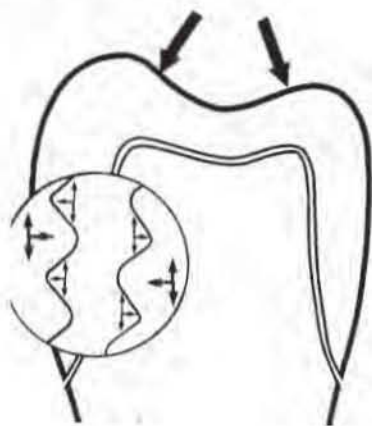


Fig 1

Illustrasjon av hvordan belastninger på en krone overføres til tann ved hjelp av mekanisk retensjon.

Spenningsfordeling

Mekanisk retensjon krever en stiv restaurering slik at spenningene i størst mulig grad kan fordeles i hele konstruksjonen for deretter å overføres der det er retinerende flater, det vil si hvor kraftkomponentene kan overføres til tannflaten som trykk- og skjærspenning. Dette fører til en spenningskonsentrasjon i sementen i de retinerende områdene.

Kritiske faktorer

- Spenningskonsentrasjonen vil sette krav til sementlagets mekaniske egenskaper som trykk- og skjærfasthet avhengig av den vesentligste kraftkomponenten.
- Retensjonsarealets størrelse, jo større areal - desto mindre spenning per flateenhet. Arealets størrelse bestemmes ved prepareringen som avgjør konvergensvinkel, høyde på aksiale vegger, ekstra retinerende elementer, o.s.v. (Fig 2).
- Sementens kontakt med de motstående flater, det vil si utnyttelse av makro- og mikroskopisk ruhet (sementens flyt og fukteevne).
- Sementlagets struktur (porer, defekter, utvasking) og tykkelse (retensjonsevnen reduseres når tykkelsen øker).

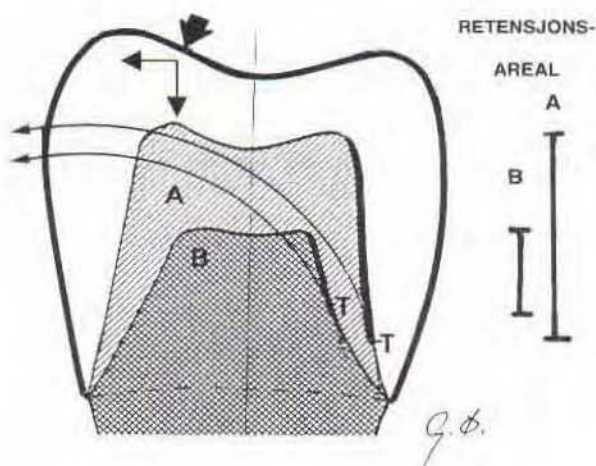


Fig 2

Illustrasjon av hvordan prepareringens konvergensvinkel og høyde (alternativene A og B) får betydning for retensjonsarealets størrelse ved horisontale kraftkomponenter (okklusalt for tangentpunktet T ved en tenkt rotasjon).

Limretensjon

Funksjonsprinsipper

Å lime betyr å binde to motstående flater til hverandre ved kjemiske og/eller fysiske krefter (adhesjon) ved hjelp av et lim (adhesiv). (Eng.: Adhesion: the state in which two surfaces are held together by chemical or physical forces with the aid of an adhesive). Jo bedre et lim (adhesiv) kan etablere en intim kontakt til og en sterk

binding til de to flatene på begge sider av limspalten, jo bedre adhesjon. Bindingen kan da eventuelt motstå en strekkbelastning som er større enn kohesjonskraften i ett eller begge sammenklebede materialer. Limet danner en kontinuerlig overgang mellom to sammenklebede overflater, og enheten kan derfor betraktes som ett. Ytre belastninger vil derfor i teorien føre til en fordeling av spenninger i begge materialene som om limlaget ikke eksisterte (Fig 3). Spenningsfordelingen er uavhengig av "retinerende flater" hvor kraftkomponentene kan treffe vinkelrett på tannoverflater, makro- eller mikroskopisk. I limfilmen dannes trykk-, strekk- og skjærspenninger avhengig av belastningstype. Selve bindingen i grenseflatene blir først og fremst utsatt for strekkspenning. En perfekt adhesjon krever rene, tørre flater og kontrollert applisering av limet.

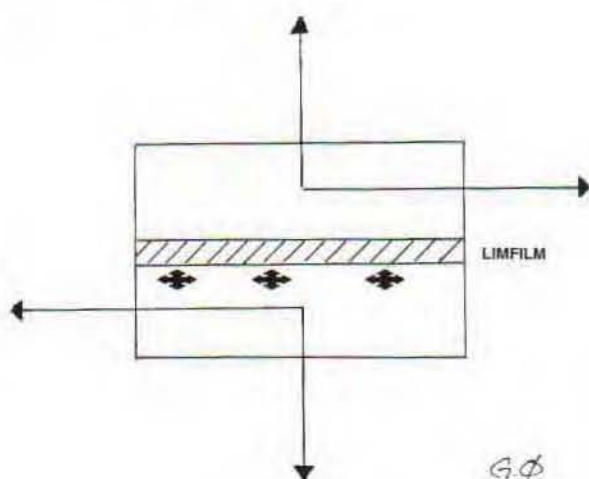


Fig 3. Illustrasjon av limfilmens motstand mot ytre belastninger på limte legemer (strekk- og skjærbelastning).

Spenningsfordeling

Spenningsene fordeles i legemet uavhengig av limlaget, med størst konsentrasjon ved belastningspunktet.

Kritiske faktorer

1 Generelt

Limets effekt er først og fremst avhengig av en intim og komplett kontakt med limflatene. Denne avhenger av:

- adhesivens flyt- og fukteevne samt overflateenergi,
- kontaktflatenes renhet, struktur og overflateenergi.
- selve bindingsmekanismen
 - type (kjemisk, mekanisk, elektrostatisk)
 - styrke

- varighet (mulig nedbrytning, hydrolysering)),
- adhesivlagets struktur, tykkelse og mekaniske egenskaper.

Normalt vil en tynn limfilm være sterkere enn en tykk. For sementering av en restaurering er dette et mer sammensatt problem relatert til de kjemiske prosesser som foregår under herdingen. Dette blir diskutert på sidene 12-14.

2. Spesielt

I klinisk odontologi er det vanskelig å oppnå en perfekt adhesjon til en preparert tannoverflate, fordi det forutsetter total kontroll av:

- tørrlegging
- riktig overflatebehandling i henhold til bruksanvisningen
- blanding og applisering av limet

Limflater som preparert dentin og emalje er dessuten relativt heterogene.

3. Vannbaserte sementer (mekanisk retensjon)

Introduksjon

Betegnelsen "vannbaserte sementer" betyr at materialet inneholder vann og/eller en vannavhengig stivningsreaksjon med frigjøring av ioner som kan reagere med hverandre, det vil si en syre/base-reaksjon som gir et fast salt.

Vannbaserte sementer har vært brukt med relativt stor suksess i mer enn hundre år. Sinkfosfatsementen ble utviklet rundt århundreskiftet, men ble ytterligere forbedret i løpet av de neste femti år. Først på 60-tallet kom nye sementer, som polykarboksylat- og glassionomer (glass-polyalkenoat) sementer, basert på en annen kjemi, men fortsatt avhengig av en syre/base-reaksjon for å stivne. Klinisk erfaring og langtidsundersøkelser av fast protetikk har vist at disse sementtypene, kan fungere i mange år når de brukes riktig. Basert på mange års erfaring er det etablert internasjonale krav om styrke, maksimum løselighet, arbeidstid, flyteevne, filmtykkelse og stivningstid. Slike krav er nedfelt i den internasjonale standarden for vannbaserte sementer: ISO 9917 Dental water based cements⁷. Kravene i standarden er angitt i Tabell 1.

Standardens krav er basert på hva som er brukt og akseptert av tannleger verden rundt. Det betyr at det kan være stor forskjell på kvaliteten mellom ulike produkter ut over det å passere standardens krav, og at det kan være fornuftig å vurdere de forskjellige produktenes egnethet til forskjellige formål.

Tabell 1 – Krav til dentale sementer i henhold til ISO 9917⁷

Type	Sement	Anvendelse	Maks film-tykkelse (µm)	Stivningstid (min)		Trykk-stivhet (Mpa)	Maksimum løselighet (mm/time)	Opasitet	
				min	maks			min	maks
1	Sinkfosfat	sementering	25	2,5	8	70	0,1	-	-
	Sink-polykarboksylat	sementering	25	2,5	8	70	0,2	-	-
	Glass-polyalkenoat	sementering	25	2,5	8	70	0,05	-	-
2	Sinkfosfat	underforing	-	2	6	70	0,1	-	-
	Sink-polykarboksylat	underforing	-	2	6	70	0,2	-	-
	Glass-polyalkenoat	underforing	-	2	6	70	0,05	-	-
3	Silikat	ylling	-	2	6	170	0,05	0,35	0,55
	Silikofosfat	ylling	-	2	6	170	0,05	0,35	0,90
	Glass-polyalkenoat	ylling	-	2	6	130	0,05	0,35	0,90

Materialtyper og sammensetning

Sinkfosfatsement

Sinkfosfatsement har vært brukt som krone/brosement uten vesentlige endringer i over 100 år. Pulveret er sinkoksid med en 2-10 % tilsetning av magnesiumoksid. Væsken er en 45-60 % blanding av fosforsyre i vann. Sinkfosfatsement med tilsetning av tinn- eller natriumfluorid er markedsført for sementering av ortodontiske bånd⁸. Stivningsreaksjonen mellom positive sinkioner og negative fosfatgrupper resulterer i en sprø sement med relativt stor trykkfasthet. Det er et stort antall sinkfosfatsementer på markedet. De ser ikke ut til å adskille seg vesentlig fra hverandre med hensyn til kvalitet.

Polykarboksylatsement

Polykarboksylatsement ble lansert i 1968 som et dentalt materiale med stor styrke kombinert med muligheten for kjemisk binding (adhesjon) til tannsubstans⁹. Pulveret består av sinkoksid med inntil 10 % tilsetning av magnesiumoksid. Væsken er 30-45 % polyakrylsyre i vann. I noen sementer kan det være en kopolymer av akrylsyre, itakonsyre og/eller maleinsyre. Enkelte sementer er også markedsført som enkomponente i form av et pulver som skal blandes med vann. Der er den polymere delen tørket og blandet sammen med sinkoksidpulveret. Også en slik sement er markedsført med en tilsetning av 4-5 % tinnfluorid for sementering av ortodontisk apparatur⁸. Stivningsreaksjonen er en kompleks saltdannelse mellom positive sinkioner og negative karboksylgrupper på den polymere kjeden. Polymerkjedene bindes derved sammen til et solid nettverk, og sementen stivner som illustrert for glassionomersement i Fig 4. Denne reaksjonen kan også skje med Ca⁺ i tannvev og skape en kjemisk binding til emalje og dentin.

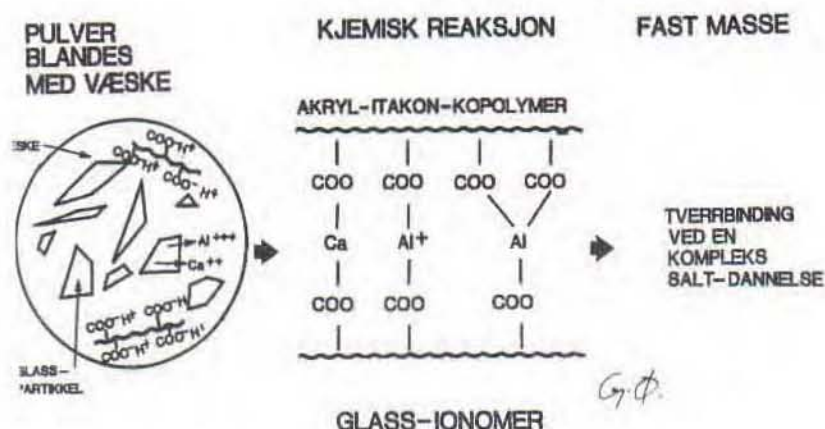


Fig 4
Illustrasjon av
stivningsreaksjonen i
glassionomersement.

Glassionomersement

Tradisjonell

Glassionomersement til krone/bro-sementering ble introdusert i 1977. Pulveret i disse sementene er et finmalt kalsium-fluor-aluminiumglass. Glasset kan variere noe i sammensetning (bl.a. fluorinnholdet), og varmebehandlingen ved sammensmeltingen (tid og temperatur) kan varieres. På denne måten kan translucens og stivningsreaksjonens hastighet varieres til forskjellige formål¹⁰.

Væsken er nær beslektet med den som er beskrevet for polykarboksylatsementen, det vil si polyakrylsyre eller en kopolymer av forskjellige akrylsyrer oppløst i vann. Polymerdelen kan også hos glassionomerene være tilsatt pulveret. Da blandes pulveret med rent vann.

Stivningen er i prinsippet den samme som for polykarboksylatsementen. Aluminium og kalsium løses ut fra glasset og binder seg til karboksylgrupper på polyakrylsyremolekylene. Polymermolekylene tverrbindes, og sementen stivner. Det gir et solid, translucent materiale som også binder seg til emalje og dentin slik polykarboksylatsementen gjør (Fig 4).

En viktig tilsetning til glassionomersementen er vinsyre (tartaric acid). Den reagerer med frigjorte kalsiumioner og forhindrer at stivningen starter med en gang pulver og væske blandes sammen. Det gir dermed arbeidstid og flyt i nyblandet sement. Vinsyren vil dessuten bidra til å øke omfanget av stivningsreaksjonen fordi den frigjør flere positive metallioner som kan reagere med karboksylgruppene over tid^{8,10}.

Glassionomersementene frigjør fluor som løses ut av glasset til omgivelsene. Fluormengden er initialt høy (1 uke), men stabiliseres på et lavere nivå og kan vare i lang tid (år)¹¹. Glassionomersementen kan også oppta fluor fra omgivelsene som f. eks. ved børsting med fluorholdig tannpasta, og fungerer da som et permanent fluor-reservoar¹².

Metallforsterket glassionomersement

Glassionomersementer lages også med en tilsetning av metallpulver, enten ved at sølvpartikler er sintret sammen med glass og tilsatt sementen (Ketac Silver, ESPE), eller ved å blande et amalgampulver (alloy) inn i sementen når pulver og væske blandes sammen (Miracle Mix, GC Fuji). De mekanisk-fysikalske egenskapene til disse materialene gir ingen fortrinn fremfor konvensjonelle glassionomersementer med hensyn til sementering av faste konstruksjoner⁸.

Polymerforsterket glassionomersement

En ny produktgruppe er markedsført de siste 10 årene, glassionomersementer hvor andre molekyler med reaktive grupper (dobbelbindinger) er koblet til kjedene av akrylsyremolekyler. Ved hjelp av frie radikaler kan disse gruppene reagere med tilsvarende grupper på nabomolekyler, som i kompositt plast og polymetylmetakrylat. Denne koblingen kan også skje via et tredje molekyl som er tilsatt sementens væskefase (Fig 5). Til dette brukes ofte HEMA (hydroksietylmetakrylat)⁸. Den tradisjonelle syre/base-reaksjon og saltdannelse med metallioner skjer fortsatt, men dannelsen av tverrforbindelser mellom akrylsyrekjedene via de tilkoblede og/eller tilsatte molekyler skjer først og fører til en umiddelbar initial stivning av materialet. Deretter utvikles den egentlige syre/base-reaksjonen når metallioner løses ut fra glassfasen⁸.

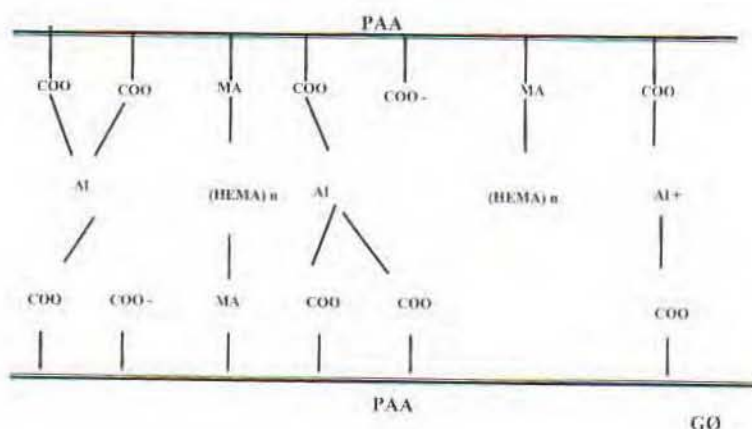


Fig 5

Illustrasjon av mulige tverrbindingsreaksjoner i en glassionomersement tilsatt HEMA.

Disse materialene er fortsatt avhengige av at det er vann til stede ved sammenblandingen. Det er også markedsført produkter som utelukkende baserer seg på vannopptak fra saliva. De vil ha en meget langsom, og kanskje tvilsom, syre/base-reaksjon. Enkelte av disse materialene stivner ikke selv etter timer i vann uten lystilgang. Polymerforsterkede glassionomersementer er inkludert i ISO 9917 Dental water-based cements - Part 2; light activated cements¹³.

Dette har gitt en udefinerbar gråsoner mot polymerbaserte materialer som har fått tilsatt akrylsyremolekyler og løselige glasspartikler for om mulig å kombinere det beste av glassionomersementens og polymerens egenskaper (kompomerer). I skrivende stund synes mange av disse hybridene mer spekulative enn velprøvde. I forhold til rene polymerbaserte materialer er vannopptaket økt og de fysikalske egenskaper svekket¹⁴.

Kliniske observasjoner

Årsaker til omgjøring

Såvel tekniske som biologiske komplikasjoner kan være årsak til at omgjøring av sementerte restaureringer blir nødvendig. Sviktende sementretensjon er en av flere tekniske komplikasjoner som forekommer. Klinisk erfaring og systematiske observasjoner viser at det ofte er et samspill av flere faktorer når en restaurering svikter, og at det kan være vanskelig å definere den egentlige årsaken. Tabell 2 gir en oversikt over biologiske og tekniske komplikasjoner for kroner og broer sementert med sinkfosfatsement slik de er registrert i de fire refererte publikasjonene^{15,16,17,18}.

Tabell 2. Biologiske og tekniske komplikasjoner (%) registrert i 4 langtidsundersøkelser

Referanse:	15	16	17	18
Karies	25	21	18	24
Endodontiske komplikasjoner	12	21	14	3
Periodontiske komplikasjoner	10	5	10	5
Biologiske komplikasjoner: Totalt	47	47	45	32
Retensjon	3-14*	13	15	17
Fraktur av restaurering **	2-8*	16	-	22
Kantdefekter	-	9	-	-
Fraktur av tann	3-6*		4	4
Slitasje	-	1	-	7
Tekniske komplikasjoner: Totalt	31	43	55	67***
Estetikk	12	0	-	6

- Ikke angitt

* Spredning

** Fraktur omfatter delfraktur av krone (keram) og brofraktur.

*** inklusive andre tekniske komplikasjoner

Det er ingen klar overensstemmelse mellom hovedårsakene til omgjøring, men som konklusjon må man kunne si at biologiske og tekniske komplikasjoner ser ut til å være like hyppige.

Tap av retensjon

Tap av retensjon, det vil si løsning av brofester grunnet sementfraktur eller omfattende karies, blir ansett som en viktig årsak til teknisk svikt. Dette registreres i enkelte langtidsstudier^{17,18} og pekes på som det dominerende problem av Dahl et al.¹⁹. Tap av retensjon kan ha andre årsaker, bl. a. mangelfull preparering, manglende tilpassing av kronen eller feil ved sementeringen, som for eksempel galt pulver/væske-forhold, dårlig blanding, luftblærer i sementfilmen, dårlig rengjøring av krone og tann o.s.v. Løsning kan også skyldes feil konstruksjon av restaureringen eller for stor belastning på brofestene¹⁵. Ved tap av retensjon grunnet sviktende sementsjikt kan det ofte være vanskelig å avgjøre om sementens utvasking og nedbrytning kom først og karies senere, eller omvendt.

Oppløsning / slitasje

Det vil alltid være en spalte med sement som er eksponert til munnhulen. Denne vil bli utsatt for vannopptak, nedbrytning og oppløsning. Løselighet er derfor et sentralt kvalitetskrav i den internasjonale standard¹³. Oppløsningen i en slik spalte vil være avhengig av væskesirkulasjonen, som øker med tredje potens i forhold til spaltens bredde²⁰. Dette er derfor en viktig faktor bak kravet til restaureringens presisjon og kravet til sementens filmtykkelse i standarden⁷.

Glassionomersementens hovedsvakhet er sensitiviteten for vann tidlig i stivningsfasen (early solubility)²¹, omtalt på side 14. Substanstap vil imidlertid også være avhengig av en mekanisk komponent (slitasje), og nedbrytningen av sementoverflaten kan derfor karakteriseres som en tribokjemisk prosess. Dette blir spesielt tydelig i fasiale og bukkale sementspalter hvor tannbørsten får et godt tak. Det har vært vanskelig å utvikle standardiserte prøver for løselighet som også tar hensyn til dette. Betydningen av substanstap i sementlaget som årsaksfaktor for karies og/eller periodontale problemer er ikke godt nok undersøkt i kliniske studier.

Sekundærkaries

Av de enkelte biologiske årsaker til svikt og omgjøring av faste restaureringer er karies et hovedproblem¹⁵⁻¹⁹. Hvorvidt sementspaltens dimensjon og/eller type sement spiller en rolle for utviklingen av karies er sparsomt undersøkt. En sammenliknende studie har vist at glassionomersementer gir en tydelig spalte langs kronekanter, hvilket blir forklart med utløsning av et overflatelag, men mindre karies enn ved bruk av sinkfosfatsement, forklart som en effekt av utløst fluor²². En langtidsstudie fant imidlertid ingen forskjell i karies ved bruken av disse to sementene²³.

Det er dokumentert fluorutløsning fra polymerforsterkede sementer in vitro²⁴.

Sammenligning og vurdering av egenskaper.

Det stilles en rekke krav og ønsker til vannbaserte sementer. De skal være lette å bruke og flyte lett ut til en tynn film når vi presser kroner og broer på plass i munnen. Deretter skal sementfilmen tåle store belastninger i mange år i et vanskelig miljø.

I tillegg appliseres sementen ofte på tynne lag av dentin over en allerede irritert pulpa. Dette fører til et ønske om vevsvennlige (biokompatible) materialer. Dette er ikke inkludert i den nevnte ISO-standard, men er et krav som er inkludert i det nye europeiske godkjenningssystem; CE-merking i henhold til Direktiv 93/42/EEC for medisinsk utstyr.

Det er ingen enkelt sement som oppfyller alle krav. I tillegg vil de fysikalske egenskaper for alle pulver-væske blandinger avhenge av mengdeforholdet mellom pulver og væske. Jo mer pulver i forhold til væske, desto sterkere sement, men også hurtigere stivning og dårligere flyt. Det er viktig å lese bruksanvisningen nøye og ikke avvike vesentlig fra de blandingsforholdene som er angitt.

Fasthet

Kraften som skal til for å løsne en krone fra tannen, sementens retensjonsevne, er avhengig av sementens mekaniske egenskaper. Trykkfastheten hos glassionomersementer er større enn for de to andre sementene. Stivningsreaksjonen fortsetter dessuten over lang tid og kan øke sementens styrke i flere måneder etter at kronen er sementert²⁵. En annen viktig faktor er at polykarboksylatsementens styrke reduseres med ca. 40 % når temperaturen øker fra romtemperatur til 37 °C. Sinkfosfat- og glassionomersement er lite influert av dette²⁵.

Retensjonsevne

Retensjonsevnen hos de tre vannbaserte sementene kan studeres ved å sementere kroner på ekstraherte tenner eller på modeller, og måle kraften som skal til for å trekke dem av. En rekke slike studier viser at glassionomersementene har 20-30 % høyere retensjonsevne enn sinkfosfat- og polykarboksylatsement. I en studie ble sinkfosfatsementen brukt med to forskjellige blandingsforhold uten at det ga noen forskjell på retensjonsevnen. Dette indikerer at flyteeegenskapene kan være vel så viktige for retensjonen som sementens styrke. Begge blandingsforhold var innenfor det som er angitt av produsenten²⁶. Denne studien viste også at sementenes adhesjonsevne ikke hadde noen betydning for retensjonen av kronene. En dårlig preparering kan altså ikke kompenseres ved å bruke en vannbasert sement med adhesive egenskaper. Det er fortsatt konvergensvinkelen og størrelsen på de retinerende flatene som bestemmer retensjonen av kroner. Jo større retinerende areal, desto mindre belastning per flateenhet og desto mindre risiko for at sementen knuses. Større ruhet på tannflatene vil også øke retensjonen fordi størrelsen på de mikroskopiske undersnittene øker. Dermed skal det større kraft til for å frakturere de sementtaggene som er stivnet inne i dem (se Fig 1). Ved svært glatte prepareringer er det imidlertid mulig å se effekten av den adhesjonen som polykarboksylat- og glassionomersementene har til tannsubstansen. På slike flater fester de bedre enn sinkfosfatsementen²⁷.

Retensjonsstudier hvor kroner sementert på ekstraherte tenner trekkes av igjen, publiseres stadig. De fleste har den svakhet at det ikke tas hensyn til variasjoner i retensjonsarealet, men kun angir kraften som må til for å fjerne kronen.

Filmtykkelse

En annen viktig egenskap hos materialer til sementering er filmtykkelsen. Dette er hovedforskjellen mellom sementeringstypen (type1) og varianter til annet formål (type 2 og 3) for alle vannbaserte sementer^{7,13}. Den vanlige måten å måle filmtykkelsen på er å presse sementen ut til en tynn film mellom to plane glassplater. Dette er egentlig ment som en kontroll av kornstørrelsen i sementen, og kravet er at denne skal være mindre enn 25 µm hos materialer til sementering⁷. Filmtykkelsen varierer imidlertid også med sementens viskositet, som igjen er bestemt av blandingsforholdet og hvor lang tid det er gått fra man startet med blandingen. Det

har vært tvil om hvorvidt glassionomersementene kunne oppfylle kravene til maksimalt 25 μm i filmtykkelse. Årsaken er at disse sementene er ekstremt følsomme for variasjoner i blandingsprosessen. Blandingen av selv store mengder sement må foregå på meget kort tid, 20-30 sekunder. Det er imidlertid mulig å oppnå filmtykkelser under 25 μm for de fleste glassionomersementer ved å bruke de laveste blandingsforhold som er angitt av produsenten²⁵.

Arbeidstid

Arbeidstiden for en sement kan defineres som den tid da det er tilstrekkelig flyt i materialet til å få plassert kronen på tannen i ønsket posisjon. Det vil si at alt overskudd av sement kan presses ut av spalten mellom krone og tann og at resten kan bli presset ut til en tynn film som ikke endrer kronens plassering i forhold til tannen. En kurve som viser filmtykkelsen mellom krone og tann i forhold til tiden etter at blandingen startet, er en god illustrasjon på flyteegenskapene. Kravet om maksimalt 25 μm filmtykkelse vil da begrense arbeidstiden for sementen. Slike kurver er vist i Fig 6 for sinkfosfat-, polykarboksylat- og glassionomersementer.

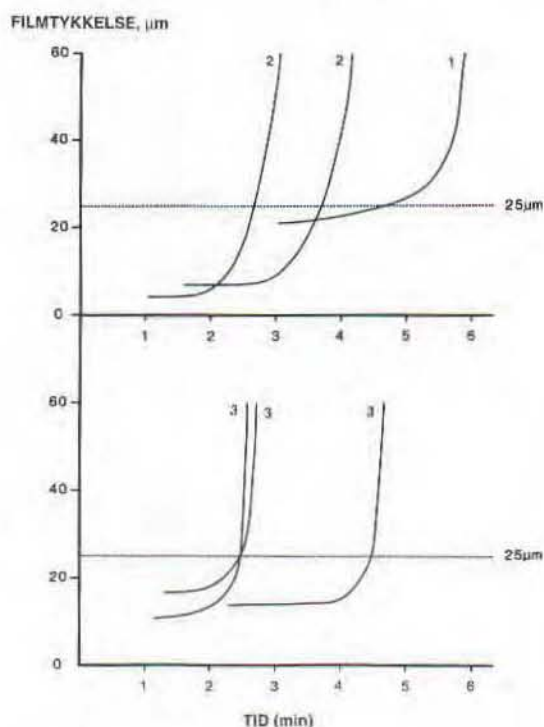


Fig 6

Sementfilmens tykkelse avhengig av hvor lenge etter sementens blanding kronen blir presset ned på tannen:

- 1 sinkfosfatsement,
- 2 polykarboksylatsement (to produkter),
- 3 glassionomersement (tre produkter).

En tynn film er lett å oppnå mellom krone og tann i en viss tid etter at blandingen startet. Kurvene illustrerer imidlertid tydelig hvordan stivningsprosessen i løpet av få sekunder endrer flyteegenskaper både for polykarboksylat- og glassionomersementer, slik at det blir umulig å få kronen på plass med tilstrekkelig

presisjon. Arbeidstiden for enkelte glassionomersementer er relativt kort²⁸. Flyteegenskapene for glassionomersement umiddelbart etter blandingen er i stor grad bestemt av mengden vinsyre som er tilsatt. Andre variabler er sammensetningen og reaktiviteten hos glasspartiklene samt forholdet mellom ulike typer monomerer. Arbeidstiden kan økes betraktelig ved å blande på en kald glassplate²⁸ (Fig 7).

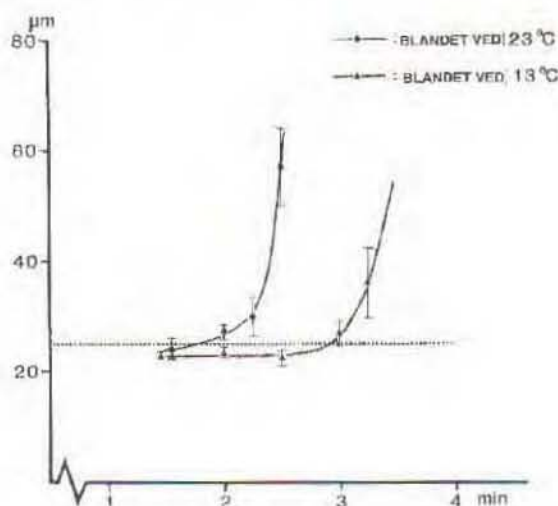


Fig 7. Filmtykkelsen på glassionomersement, målt som i Fig 6, avhengig av temperaturen på glassplaten

Løselighet

Løseligheten av sinkfosfat- og polykarboksylatsementer har ikke vært ansett som noe problem under forutsetning av at presisjonen på restaureringen har vært tilstrekkelig. Den vanlige prøven på løselighet er å la sementen ligge et døgn i destillert vann. Slike prøver har gradert løseligheten for de tre sementtypene på følgende måte: polykarboksylatsement < sinkfosfatsement < glassionomersement⁸. Tilsvarende prøver i en svakt sur løsning, eksempelvis melkesyre, viser imidlertid at løseligheten for de to første sementene øker sterkt^{29,30}. Kliniske studier hvor man legger sementen inn i utfreste brønner i en avtagbar protese og måler substanstapet over tid, har vist at det forsvinner opptil 40 ganger mer sinkfosfatsement enn glassionomersement^{31,32}. Men dette er under forutsetning av at sementen først får lov til å stivne under optimale betingelser. Kontakt med saliva i selve stivningsfasen er uheldig, spesielt for glassionomersementene. Man må regne med at saliva som kommer i kontakt med en glassionomersement 3 til 5 min etter at blandingen startet, vil ødelegge eller sterkt redusere sementens kvalitet i opptil 0.5 mm dybde²¹. Enkelte produsenter anbefaler å beskytte sementen med en ferniss langs kronekanten, men dette er ikke mulig ved subgingivale kronekanter. En for tidlig eksponering til saliva kan kanskje forklare studier som viser flere kantdefekter på kroner sementert med

glassionomersementer enn med sinkfosfat- og polykarboksylatsementer²². Når glassionomersementen går i oppløsning frigis fluor på samme måte og i samme omfang som for silikatsementen^{12,33}. I hvilken grad denne fluorutløsningen forhindrer sekundærkariesproblemer er i liten grad belyst i kliniske langtidsundersøkelser²³.

Tetteevne

Sementfilmens tetteevne er avhengig av graden av kontakt (fuktning) sementen oppnår mot tannens overflate. Kjemisk binding og senere krymping og/eller ekspansjon under og etter stivningen vil også være av betydning for eventuelle spalter mellom sement og tannoverflate. Polykarboksylatsementen får bedre kontakt med tannoverflaten enn sinkfosfatsement, og en nesten perfekt kontakt er vist for glassionomersement¹⁰.

Det brukes mange forskjellige laboratoriemetoder for å studere mikrolekkasje, som penetrasjon av farvestoff eller radioaktive stoffer, penetrasjon av væske eller luft i spesielle trykk-kammere, bakteriepenetrasjon og/eller -vekst, mikroskopiske studier av spalter langs grenseflatene på ekstraherte kronetenner o.s.v.^{34,35,36}. Resultatene er sprikende og dessverre av liten klinisk relevans³⁴. Flere studier skiller heller ikke mellom effekten av sementenes mulige bakteriostatisk effekt og eventuell lekkasje som årsak til nærvær eller fravær av bakterier.

Termisk isolering

Varmeledningsevnen er ikke vesentlig forskjellig hos de tre sementene, og er mer avhengig av tykkelse og kontinuitet av sementfilmen enn av sementtype⁸.

Biokompatibilitet

Forholdet mellom pulpareaksjoner og sementering er et komplisert område. Det er vanskelig å skille ut materialeffekter fra alle de andre belastningene som påføres en tann under og etter prepareringen⁸. Det er imidlertid kjent at sinkfosfatsement både kan gi pulpaskader og smerter ved sementeringen. Dette er tilskrevet sementens lave pH-verdi. Polykarboksylatsementen er derimot karakterisert som et meget vevsvennlig materiale⁹. For glassionomerene har det også vært en del rapporter om smerter etter sementering³⁷. Årsaken er ukjent, siden ulike undersøkelser har vist både flere og færre pulpareaksjoner på glassionomersement enn på

sinkfosfatsement^{34,38,39,40}. En studie av klinisk-praktisk bruk viste at smerter etter sementering var like vanlig for sinkfosfatsementer som for glassionomersementer⁴¹. Videre viste en annen klinisk langtidsstudie at det ikke er noen forskjell mellom materialene med hensyn til forekomsten av pulpaskader²³.

Klinisk / praktisk materialhåndtering

Sinkfosfatsement er lett å blande. Med en kald plate og en sementspatel med et stort, fleksibelt blad er det mulig å få en homogen blanding av selv store mengder sement innenfor tidsfristen på 60 til 90 sekunder. Dette gir også tid til å regulere viskositeten til det som er ønskelig for det enkelte arbeid. Forholdet mellom flyt og arbeidstid er gunstig, og kan varieres noe ved små endringer av pulver/væske-forholdet uten at det går ut over kvaliteten på sementen.

Polykarboksylatsementen har en kortere blandingstid (20 - 30 sek) og arbeidstid. Sementen er dessuten mer viskøs og klebrig enn sinkfosfatsement, hvilket gjør den noe vanskeligere å blande. Det kreves en litt modifisert teknikk for å få sementen ned i kronen uten for mange luftblærer, dvs den bør plasseres og ledes ned til bunnen i kronen i stedet for å renne ved egen hjelp. Kronen bør presses noe langsommere ned på tannen for å få sementoverskuddet til å flyte ut. Disse problemene skal ikke korrigeres ved å bruke et for lavt pulver/væske-forhold.

Glassionomersement er vanskeligst å håndtere, og også denne har en kort blandingstid (20-30 sek). Det er ikke mulig å få til en god spatulering av større mengder sement innenfor denne tidsfristen. En annen ulempe som den har felles med polykarboksylatsementen, er at det er vanskelig å kontrollere at blandingsforholdet er riktig. Den korte blandingstiden gir liten mulighet for å justere pulver/væske-forholdet for å foreta individuelle tilpasninger av viskositeten mens man blander. Dessuten er verken størrelsen på de væskedråpene som kommer ut eller vekten av det pulveret man får opp med den vedlagte skje konstant. Arbeidstiden er også meget kort for enkelte produkter og det er en brå økning i viskositeten. Riktig utstyr under blandingen, kald plate og en stor, fleksibel sementspatel er viktig for at blandingen av alle sementer skal bli vellykket. Dette er ekstra viktig for glassionomersementen. De papirblokkene som ofte medfølger produktene er lite hensiktsmessige til blanding av sement.

Maskinell blanding

Flere produkter leveres i kapselform for maskinell blanding. Sementens pulver/væske-forhold er justert for å få tilnærmet samme arbeidstid for de ulike materialene. Dette kan gi homogen blanding og omtrent likeverdige fysiske egenskapene, som etter blanding for hånd⁴². Problemet er manglende mulighet for individuell justering av mengde, arbeids- og stivningstid samt at kapslene har begrenset holdbarhetstid, da væsken fordampes.

4. Polymerbaserte sementer (limretensjon)

Introduksjon

Innen kjeveortopedi har man i mange år tynnet ut kompositt plast for å sementere brackets på etset emalje. I dag benyttes spesialutviklede polymerbaserte sementer til dette, og bruksområdet er utvidet til sementering av restaureringer.

Enkelte produsenter anbefaler at indikasjonsområdet for deres produkter begrenses til ikke-metalliske restaureringer fremstilt i kompositt plast eller i keram. Noen produsenter anbefaler at sementen begrenses til å feste keramlaminater eller metalliske restaureringer til emalje. Andre produsenter anbefaler sementen til alle typer restaureringsmaterialer med feste til både emalje og dentin.

Positive og negative forhold ved å benytte polymerbaserte sementer til feste av konvensjonelle kroner og broer er angitt i tabell 3³⁴.

Tabell 3. Forslag til indikasjoner og kontraindikasjoner for polymerbaserte sementer

Sementbasis	Hovedfordeler	Hovedproblem	Tiltak
1. Polymer uten fyllstoff	Lav oppløsning Adhesjon?	Teknikkfølsom, ingen historikk	Fuktkontroll
2. Polymer med fyllstoff	Lav oppløsning	Teknikkfølsom, pulpaskader?	Adhesiv, fuktkontroll
3. Glassionomertilført polymer ('Compomer')	Lav oppløsning, Fluor?	Fuktabsorpsjon, ingen historikk	Ikke til helkeram

Restaurering	Indikasjon	Kontraindikasjon
MK eller metall kroner og broer, stifter	1,2,3	
Kroner og broer med dårlig retensjon	1	2,3
MK kroner med skulderporselen	1,2	3?
Helkeram restaureringer	1,2	3

Materialtyper og sammensetning

Polymerbaserte sementer uten fyllstoff

Eldre produkter basert utelukkende på polymetylmetakrylat (eksempel Sevriton) er ikke anbefalt brukt for sementering av restaureringer. Slike sementer kan imidlertid benyttes til sementering av fasetter og annet reparasjonsarbeid på gull-akrylat kroner. Det finnes også nye produkter som ikke inneholder fyllstoff (Avanto, Bifix & F21, VOCO; C&B Metabond, Parkell). Disse sementene er imidlertid videreutviklet og basert på polyfunksjonelle metakrylatforbindelser eller polyester.

Polymerbaserte sementer med fyllstoff

Det finnes en rekke forskjellige produkter kommersielt tilgjengelig i Norden, men det er lite data om relevante kliniske forskjeller mellom disse (Tabell 4). Sementene kan klassifiseres på flere måter. Ulike oversikter har vært presentert etter type av herdeinitiering, sammensetningen eller forholdet mellom ulike monomerer, andelen uorganisk fyllstoff målt etter vekt eller etter volum, størrelse og/eller fasong på fyllstoffpartiklene, sementfilmtykkelse målt i henhold til ulike kriterier, o.s.v. Den store variasjonen i klassifikasjoner gjenspeiler usikkerheten med hensyn til hvilke fysiske, kjemiske og mekaniske egenskaper som er mest relevante ved bruk som sementeringsmateriale.

Sammensetning og herdemekanismer

Sammensetningen av ulike monomerer i matrisen varierer. I de fleste produktene er hovedkomponenten en høyviskøs variant, BIS-GMA eller såkalt "Bowen's resin". Det er derfor tilsatt mer lavviskøse varianter for å senke viskositeten samt endre andre kjemisk-fysiske egenskaper. I markedsføringen er det også blitt benyttet betegnelsen "hydrofobe" polymerer, hvilket kjemisk sett kan være korrekt, men som det ikke er påvist har noen betydning klinisk.

Herdeprosessen i disse sementene kan initieres kjemisk eller med lys, eller ved begge deler, såkalt dualherding. De fleste produkter som er blitt lansert kommersielt de siste årene er dualherdende, og disse er også mest vanlig i bruk⁴³. Restaureringer av beskjeden tykkelse, f.eks. skallfasetter, som er fremstilt i et translusent materiale kan sementeres med en lys- eller dualherdende sement. Restaureringen som består av et opakt materiale, f.eks. aluminumoksid-rike keramer, eller har en tykkelse som

antas å blokkere lyset fra herdelampen, må sementeres med en kjemisk herdende sement.

Tabell 4. Polymerbaserte sementer som er kommersielt tilgjengelige i nordiske land per mai 1999. Alle data er oppgitt fra produsentene.

PRODUKT NAVN	PRODUSENT	HERDE -MEK.	FYLL- STOFF (W%)	FYLL- STØR. (µM)	LAG- RING (ÅR)	PLAST -BASIS	ARB. -TID (MIN)	STIVN. -TID (MIN)	FAR -GER	VISKOSITET
2bond2	Hereaus Kulzer	K/L/D							4	1 X (tixotrop)
Avanto	VOCO	K	0	-	2	B- P	3	4	1	1 M
Bifix	VOCO									
C&B Cement	Bisco	K	46	5	2	B	3-4	6-7	2	1 L
C&B-Metabond	Parkell	K	0	-	2 K	P	1	10	2	1 L
Cement-It!	Jeneric/Pentron	K	68	1	2 K	B - D	3	4	1	1 L - M
Choice Porcelain Veneer Syst.	Bisco	D	80	6	2.5	B - D	5	7	10 P	1 H
Colorlogic	Ceramco	L/D	65	-	-	B			4 P	M
Compolute	ESPE	D	72	-	-	D	3	5	4	1
Dicor MGC	Dentsply/Caulk	D	74	2-4	1	B - D	3-4	11	3	1
Dual Cement	Ivoclar-Vivadent	D	61	0.05	2	D	4-6	14-20	1	1 L
Duo Cement	Colltene/Whaledent	D	71	0.5	0.5	B	4	8	1	1 L - M
Duo-Link	Bisco	D	67	1	3	B	3.5	8	1	1 L - M
EnForce	Dentsply/Caulk	K/L/D	66	1	1	B - D	3	6	6	1
F-21	VOCO	K	0	-	2	Pe	3	4	1	2 L - M
FLC Vision	Mirage	K/L/D	71	4	1 K	B -	2	8	8	L
Flexi-Flow	Essential Dental Syst.	K	63	8	2	B	3.5	5	2	1 L
G-Cera Porc. Veneer Bond	GC	L	-	-	-	-	-	2	8	M
Imperva Dual Resin Cement	Shofu Inc.	D	77	3	2	D	0.5	7.5	3	1
Insure	Cosmedent	K/L/D	75	1.5	3	B	5	8-8.5	7+6 P	2 L - M
Lute-It!	Jeneric/Pentron	L/D	65	0.8	K	B - D	3.5	4.5	4 P	1 L
Nexus	Kerr	L/D	68	0.6	1.5	B	4	10	3 P	2 M - H
Opal * sement	3M	L/D	82	1.4	3	B - D	3	6	7	1
Panavia 21	Kuraray	K	77	-	K	B	-	1	3	1 L
Permalute	Ultradent	D	70	1.5	2	B	5	6-8	6	1
Scotchbond Resin Cement	3M	L/D	78	1.4	3	B - D	3	6	2	1
Sono-Cem	ESPE	D	77	5	2	B	4	15	2	1 X (tixotrop)
Twinlook	Hereaus Kulzer	D	73	0.7	1	B	5	4.5	1	1 M
Ultra-Bond	Den-Mat	L/D	-	-	1.2	B	-	-	9	
Variolink II	Ivoclar-Vivadent	L/D	73	1	1.5	B	4	15	5 P	3 L - H - X
Variolink Ultra	Ivoclar-Vivadent	L/D	78	1	2	B	3.5	15	1	1 X (tixotrop)
*Forskjellige navn i Norden:		D =			K =	B: BIS-GMA			P =	L = Lav
DK: Opal porcelen sement		Dual			lagres	D: Dimet-			Preve	H = Høy
N: Opal dual sement		K =			kjølig	akrylat			-pasta	M = Medium
S: Opal polymer cement		Kjemi				P: PMMA				X = Ekstra
		L = Lys				Pe: Polyester				høy

Røntgenopasitet

En produsent påpeker at deres produkt ikke er røntgenopakt, hvilket blir hevdet er ønskelig "for å kunne følge med en eventuell sekundærkariesutvikling under restaureringen." Dette argumentet strider mot den vanlige oppfatningen at røntgenopasiteten på sementer bør være minst like god som for emalje for å avdekke overheng eller sekundærkaries på røntgenbilder. De fleste polymerbaserte sementene tilfredsstiller dette kriteriet, mens de fleste hybridene av glassionomer-plast-sementer er mindre røntgenopake enn dentin (Tabell 5).

Tabell 5. Røntgenopasitet på et utvalg polymerbaserte sementer^{34,44}.

++ emalje	+ emalje	-emalje +dentin	- dentin
ProTec Cem	Cement-It!	E C&B Cement	D C&B Metabond*
Sono-Cem	Choice	m Biomer	e Clearfil CR
Variolink	Compolute	a Lute-It!	n Dyract Cem
	Dual Cement	l Panavia 21	t Fuji Plus
	Duo Cement	j	i GC Cera Bond
	Enforce	e	n HyBond
	MGC Lute		Ketac Cem
	Mirage		
	Nexus		
	Opal		
	PermaCem		
←-----	-----	-- --SVERTNING--	-----→

Fyllstoff og mengde

Fyllstoffpartiklene utgjør mellom 58 % og 80 % av totalmassen på vektbasis, hvilket tilsvarer 25 -70 % i volum. Sementer utviklet for påliming av skallfasetter bør ikke benyttes til andre restaureringer, da disse blant annet inneholder langt mindre fyllstoff og har dårligere fysikalske egenskaper. Fyllstoffpartiklene varierer både med hensyn til form og størrelse. Enkelte produkter inneholder partikler med homogen størrelse, mens andre består av fyllstoff med stor variasjon i partikkelstørrelsene. Størrelsen på fyllstoffpartiklene varierer mellom < 0,1 og 25 μm , men i enkeltpartier er det identifisert partikler helt opp til 250 μm . Fordelingen av fyllstoffpartikler med ulik størrelse varierer betraktelig, både mellom ulike produkter og mellom forskjellige varepartier av samme produkt⁴⁵.

Farge

De fleste sementer produseres bare i en farge (Tabell 4). Det kan være praktisk å benytte et system med et utvalg av forskjellige farger med tilsvarende innprøvingspasta dersom man fremstiller mange skallkroner og fasetter i fronten. I enkelte situasjoner kan fargen på en restaurering korrigeres ved å benytte en komplementærfarge eller mørke sementfarger. Kjemisk herdende sementer som gruppe misfarges mer over tid sammenliknet med lysherdende på grunn av komponenter i aktivatorsystemet^{46,47}. Kjemisk herdende sementer bør derfor benyttes der det estetiske resultat er av mindre betydning.

Polymerbaserte sementer tilført glassionomer

I enkelte polymere sementer er den organiske plastmatrisen tilført karboksylgrupper og glasspartikler som kan gå i oppløsning. Ved opptak av vann fra saliva skal dette føre til at en glassionomerlignende reaksjon (syre/base-reaksjon med kompleks saltdannelse) og frigivelse av fluor initieres⁴⁸. Grensen mellom hva som kan defineres som polymerforsterket glassionomer (se side 8) og glassionomertilført polymerbasert sement er diffus, hvilket gjenspeiles i terminologien. Det utvikles hele tiden nye produkter, og den kliniske dokumentasjonen er begrenset. Disse sementtypene må derfor anses som fortsatt under utvikling⁴⁹ (Tabell 6).

Tabell 6. Sementer som inneholder både glassionomer og plast i varierende grad, og som er kommersielt tilgjengelige i nordiske land. Alle data hentet fra produsentene.

PRODUKT	PRODUKT		LAGER-TID (ÅR)	SAMMENSETNING	STIV-TID (MIN)	FAR GER
	SENT	TYPE				
Dyract Cem ^{plus}	Dentsply	Pulver/væske	1.5	Pulver: strontium-aluminium-fluoro-silikat glass Væske: DGMA, Aminopenta, M-1A-BSA (makromonomer)	4	2
Fuji PLUS	GC	Pulver/væske Kapsler	2	Pulver: aluminium-fluoro-silikat glass Væske: acetat/maleat kopolymerer; HEMA	2.5	1
PermaCem	DMG	Pasta/pasta	2	Barium-aluminium-fluoro-silikat glass BIS-GMA-metakrylat matrise	1.5-2	1
Principle*	Dentsply	Pulver/væske	-	-	2.5	1
ProTec CEM	Vivadent	Pulver/væske	2	Pulver: Ba-Al-fluoro-silikat glass + ytterbium-trifluorid Væske: metakrylatmodifisert polykarboksylat; HEMA, DMA	2	2
Vitremer Cem	3M Dental	Pulver/væske	2	Pulver: aluminium-fluoro-silikat glass Væske: metakrylatmodifisert polykarboksylat; HEMA	10	1

* Introduksjon i 1999

Kliniske observasjoner

Kliniske spørsmål forbundet med bruk av polymerbaserte sementer varierer etter anvendelsesområdet. Ved bruk til fasetter i fronten er sementens translusens og tendens til misfarging mest aktuelt, mens mekanisk styrke eller motstand mot slitasje er mer relevant problemstilling ved bruk til skallkroner i lateralsegmentene.

Rapporter som "belyser" kliniske problemer forbundet med bruk av polymerbaserte sementer til konvensjonell protetik er overveiende in vitro studier. I tillegg finnes ekstrapolering på grunnlag av kliniske observasjoner av etsbroer, åpenbart kommersielle produktpresentasjoner, kasusbeskrivelser eller usikre konklusjoner i oversiktsartikler. Bare et lite antall kliniske studier danner grunnlaget for en klinisk evaluering av disse sementene (Tabell 7).

Tabell 7. Kliniske studier hvor konvensjonelle kroner og broer samt skallkroner er blitt retinert med en polymerbasert sement.

Obser.- tid (år)	Studie design	Sement (produkt navn)	Material e (prod.navn)	Referanse
16 - 1	KS	C&B Metabond, Panavia EX	MK	Yamashita et al., 1998 ⁵⁰
7, 6 & 2	OBS	Panavia, Porcelite, Eksperim.	Empress	Lehner et al., 1998 ^{51, 52, 53}
5	OBS	Fuji Plus	InCeram	Daniel, 1994 ⁵⁴
5	OBS	?	Optec	Hankinson & Capetta, 1994 ⁵⁵
7 - 0.7	OBS	Variolink	Empress	Fradeani et al. 1997 ⁵⁶ ,
5 - 0.5	OBS	Dual Cement		Fradeani & Aquilano, 1997 ⁵⁷
4	OBS	Dicor LA	Dicor	Kelsey et al., 1995 ⁵⁸
4	KS	Panavia EX / 21	Glasskeram	Abe et al., 1998 ⁵⁹
4	OBS	Biomor	MK	Pameijer & Nilner, 1994 ⁶⁰
4-2	OBS	Fuji Plus	InCeram	Scotti et al., 1995 ⁶¹
3	KS	Dual Cement, MGC luting, Cem., Microfill Pontic C	Cerec	Isenberg et al., 1992 ⁶²
3 & 2	OBS	Dual Cement, Variolink	Empress	Sorensen et al. 1998 ^{63, 64}
2	OBS	Chameleon	Mirage	Jensen, 1988 ⁶⁵
2	KS	Dyract Cem	MK	Pospiech et al., 1998 ⁶⁶
2 & 1	OBS	Mirage FLC	Fortress	Barghi et al., 1998 ^{67, 68}
1	OBS	Advance	MK	Barnes et al., ⁶⁹
1	KS	Tetric High Viscos.	Cerec	Bindl et al., 1997 ⁷⁰
	KS: kontrollert studie OBS: deskriptiv studie		MK: metall - keram	

Årsaker til omgjøring

Det foreligger en rekke kliniske langtidsstudier hvor prognosen på sementerte restaureringer er blitt evaluert⁷¹. I multivariate statistikkanalyser har prognosen blitt relatert til ulike faktorer som materialvalg, pulpavitalitet, restaureringens form og størrelse, frekvens av etterkontroller, antall ekstensjonsledd samt andre kliniske kriterier. Imidlertid finnes det svært få rapporter hvor prognosen som funksjon av ulike polymere sementtyper er blitt sammenliknet^{50,53,62,64}.

Sammenlikninger av konvensjonell fast protetik festet med polymerbaserte og vannbaserte sementer er bare blitt gjort i to kliniske retrospektive studier^{50,60} samt i en kontrollert klinisk studie⁶⁶. En av disse studiene konkluderer at restaureringer sementert med polymerbaserte sementer har god prognose⁶⁰, men studiedesignet var i liten grad egnet til å verifisere en slik hypotese.

Det foreligger også enkelte kliniske studier hvor passformen på restaureringen er målt in vivo som et indirekte mål for klinisk holdbarhet. Det er høyst diskutabelt om dette er et relevant kriterium for å predikere prognose.

Smerter etter sementering

I kliniske studier av sementering av kroner er det rapportert smerter som forsvant etter 3 uker for 6 % av pasientene⁵⁸, respektive at de perisisterte etter 6 måneder hos 2 % av pasientene⁶⁴. Tilsvarende frekvens etter sementering av intrakoronale restaureringer varierer mellom ca. 10 og 20%^{72,73}. I de fleste tilfellene forsvinner smertene i løpet av 3 til 8 uker.

I en kontrollert klinisk studie ble det rapportert færre pasienter med smerter etter sementering med kompomer sammenliknet med en konvensjonell fosfatsement⁶⁶.

Det er lansert ulike teorier for å forklare smertene.

- ❑ En forklaring er etseskader i forbindelse med syreetsning.
- ❑ En annen mulighet er polymerisasjonskrymping av sementen med spenninger i tannen, mikrospalter eller -frakturer.
- ❑ En tredje mulig faktor kan være vannopptak i sementen, som kan gi volumøkning med mulig sprengvirkning i tannen. Enkelte produkter kan oppta spesielt mye vann dersom materialet er ufullstendig polymerisert.
- ❑ En siste mulig årsak kan være overdreven bruk av pusseskiver eller diamanter for å fjerne overskudd av sement gingivalt.

Tap av retensjon, fraktur

Det foreligger ingen kontrollerte kliniske studier hvor tap av retensjon er blitt relatert til type polymersement som en klinisk variabel. I en observasjonell studie ble det rapportert at i alle kronene som løsnet var sementen retinert i kronens indre keramoverflate⁵⁵. Også for skallfasetter er det angitt at festet svikter i overgangen mellom tann og sement, mens festet mot keramet forblir intakt⁷⁴. For etsbroer som er sementert til emalje er som regel problemet omvendt²⁻⁵.

Det foreligger anekdotiske rapporter om frakturerte helkeramkroner etter bruk av plastforsterkede glassionomersementer⁷⁵. Realiteten av dette er usikker, men det er vist i laboratoriet at opptak av vann svekker de mekaniske egenskaper og kan føre til svelling (ekspansjon) i sementmaterialene^{14,76}. Minst to produsenter anbefaler ikke sitt produkt til konstruksjoner fremstilt i helkeram (GC og Vivadent).

Tre kliniske studier rapporterte ingen forskjeller i risiko for kronefraktur mellom to typer polymerbaserte sementer for helkeramkroner^{53,62,64}, og en studie viser ingen forskjeller mellom tre typer polymerbaserte sementer for skallfasetter⁷².

Sekundærkaries, oppløsning/slitasje

Det foreligger ingen kontrollerte kliniske studier av sementerte restaureringer hvor sekundærkaries, sementoppløsning eller kantmisfarging er relatert til ulike polymere sementer som kliniske variable. Det er publisert enkelte kliniske studier av sementerte restaureringer hvor substans tap har kunnet relateres til sementfugens bredde, men dette anses ikke å ha betydning for videre utvikling av sekundærkaries^{77,78}. Et annet moment er at substans tapet oftest blir målt på okklusallflaten, hvilket er lite relevant ved vurdering av eventuelt substans tap langs kronekanter gingivalt.

Sammenligning og vurdering av egenskaper

Generelt

Laboratoriestudier viser at det er store forskjeller mellom ulike polymerbaserte sementer med hensyn til fysikalske egenskaper^{79,80}. Det er utviklet en rekke laboratorietester for å måle fysikalske og kjemiske egenskaper initialt og over tid. Eksempler er bøystyrke, diametral strekkstyrke, elastisitetsmodul, frakturmotstand, plastisk deformering, flyt, vannopptak, hardhet, m.m. Enkelte av disse testene er inkludert i den internasjonale standard for kompositte fyllingsmaterialer: ISO/DIS 4049

Polymer-based filling, restorative and luting materials⁸¹. Alle ISO-krav til fysikalske og kjemiske egenskaper er basert på produkter som er på markedet i dag, og er ikke dokumenterte "minimumskrav" til kliniske egenskaper. De må med andre ord sees på som minstekrav til mekaniske materialegenskaper, og korrelerer relativt dårlig med klinisk prognose⁸².

Det er uenighet om hvilke materialtester som best kan predikere klinisk holdbarhet. Dessuten utføres tester under standardiserte betingelser, eksempelvis for temperatur og luftfuktighet, og kontrollerte forhold i overensstemmelse med produsentenes anvisninger. Dette gir ikke nødvendigvis gode indikasjoner om hva som skjer i reelle kliniske situasjoner. Generelt er polymerbaserte sementer mer følsomme for variasjoner i håndteringen enn vannbaserte, og enkelte polymerbaserte sementer er ekstremt teknikkfølsomme.

Det er derfor bare kontrollerte kliniske studier som gir indikasjoner på hvor gode nye produkter er i forhold til gamle utprøvde materialer. Slike kliniske studier er nesten fraværende i litteraturen. Det er derfor betenkelig at det stadig blir lansert nye polymerbaserte sementer på markedet uten at det foreligger tilgjengelig dokumentasjon på akseptable kliniske egenskaper.

Fasthet

Kompresjonsstyrken på alle polymerbaserte sementer er langt høyere (180-260 MPa) enn for vannbaserte sementer (60-160 MPa). Glassionomertilført polymerbaserte sementer har en kompresjonsstyrke som varierer fra lav til middels (40-140 MPa). De angitte verdiene vil variere i større eller mindre grad avhengig av om det måles i våte eller tørre miljøer, og den kliniske relevansen av disse verdiene er usikre³⁴. Den eneste korrelasjonen man har funnet mellom høy styrke og kliniske observasjoner er kanskje en noe mindre motstand mot slitasje⁸³.

Retensjonsevne

Generelt sett er retensjonsevnen mot tannvev dårligere for fosfatsement enn for alle andre sementtyper. Polymere sementer med både glassionomer og plast har ikke entydig bedre retensjonsevne enn glassionomersement^{84,85}. Det er et problem at svært mange tester måler sementens kohesive styrke fremfor bindingsstyrken mot overflater. Et annet problem er at overflatearealet sjelden er angitt, og at

forsøksbetingelsene – som i stor grad påvirker retensjonen - varierer betraktelig. En vanlig prosedyre er å sementere kroner til preparerte tenner og deretter måle hvor stor kraft som skal til for å dra av kronen. Konvergensvinklene varierer fra 6°⁸⁴ opp til 70 grader⁸⁵ og prepareringshøyden fra 1 til 6 mm. I tillegg varierer verdiene med ulike former for overflatebehandling av tannvevet og av restaureringen, sementfugebredden, o.s.v. Eksempelvis vil bindingsstyrken av en metallflate mot tannvev synke med økende sementfugebredde ved bruk av polymerbasert sement⁸⁶, mens dette ikke er påvist for binding av keramer mot tannvev. Avslutningsvis må det påpekes at det ikke er utviklet tester som gir indikasjoner på hvordan verdiene forholder seg etter lengre tids interaksjon med plakk og saliva samt funksjon i et så utsatt miljø som i munnhulen.

Filmtykkelse

Filmtykkelsen på polymere sementer målt in vitro, for eksempel etter ISO 9917, varierer mellom 5 og 100 µm, hvor flerparten er mindre enn 20 µm^{86, 87, 88, 89}.

De materialegenskapene som i størst grad er relatert til filmtykkelsen, ser ut til å være sementens konsistens eller viskositet⁴⁵. Filmtykkelsen påvirkes også av andre faktorer i materialsammensetningen enn mengden⁹⁰ og partikkelstørrelsen på fyllstoffet⁴⁵, samt i større eller mindre grad variasjoner i blandingstid, arbeidstid, temperatur, holdbarhetsdato, o.s.v. En sement kan ved 30° C ha så kort arbeidstid at filmtykkelsen av og til kan overstige 200 µm selv om alle andre betingelser er kontrollert. En annen sement herder umiddelbart dersom det oppstår anaerobe betingelser, noe som vanskeliggjør sementering av rotstifter, og sementen må spres tynt ut på blandeplaten under spatulering⁴⁵. Slike faktorer er sannsynligvis forklaringen på de store variasjoner i måleverdier av bindingsstyrker under ellers standardiserte forsøksbetingelser i laboratoriet.

Et viktig moment er at potensialet for liten filmtykkelse sjelden eller aldri korrelerer med sementfugebredden klinisk^{91,92,93}. Sementfugebredden er som regel større enn spalten mellom en løstilpasset restaurering og tannoverflaten målt med f.eks. et silikonmateriale^{94,95}. Dette skyldes delvis sementens viskositet. For mange polymerbaserte sementer blir sementfugene mindre ved bruk av ultralyd, men ikke spesielt mindre enn med lavviskøse sementer⁹⁶.

Siden sementfilmens tykkelse i langt større grad er påvirket av variasjoner i den kliniske håndteringen enn av eventuelle forskjeller i materialeegenskapene^{97,98}, kan det diskuteres hvor relevante in-vitro målinger av sementfilmen kan være.

Arbeidstid

Arbeidstiden for polymerbaserte sementer varierer betraktelig. I motsetning til vannbaserte sementer bør ikke sementen nedkjøles. Dette gir økt arbeidstid, men viskositeten øker samtidig, hvilket igjen resulterer i en dårligere tilpasning av restaureringen⁹⁹.

Løselighet

Sammenliknet med vannbaserte sementer er oppløsningen av polymerbaserte sementer svært lav. Det virker som denne egenskapen er avgjørende for at mange tannleger foretrekker å bruke en polymerbasert fremfor en vannbasert sement³⁴.

Det er målt store variasjoner i substanstap av sement i fugeoverflaten okklusalt langs sementerte restaureringer. Sammenhengen mellom defekter i sementen og ulike kliniske variabler er uklar. Tannens lokalisasjon eller størrelsen på restaureringen synes ikke å innvirke på graden av substanstap. Det virker som om polymerbaserte sementer med små fyllstoffpartikler (microfill, $< 3\mu\text{m}$) er mer resistente mot substanstap enn de med større partikler (hybrid- og macrofill-typer)¹⁰⁰.

Det er usikkert om det er sammenheng mellom sementfugebredden, substanstap og mikromorfologi¹⁰¹. In vitro studier kan tyde på at det ikke er noen sammenheng så lenge bredden er mindre enn $50\mu\text{m}$, mens substanstapet tenderer til å øke proporsjonalt ved bredder over $150\mu\text{m}$ ¹⁰². I enkelte in vivo studier er det rapportert korrelasjon mellom substanstap okklusalt og bredden på sementfugen i de første 12 månedene etter sementering⁶⁴. Den mest sannsynlige forklaringen på denne avflatningen i graden av substanstap er at abrasjon fra mat under tygging rett og slett ikke kommer i berøring med sementoverflaten dersom denne ligger forsenket i forhold til restaureringens overflater.

Det er gjort forsøk med å forsterke sementoverflaten ved å legge på en meget lavviskøs plast etter at sementens overflate er justert og pusset. Imidlertid er den kliniske betydningen av dette usikker og in-vitro eksperimenter indikerer at det ikke er noen gevinst i å utføre denne prosedyren¹⁰³.

En eventuell sammenheng mellom substanstap og sementfugebredde på approksimallflatene er ukjent.

Tetteevne

Under herdefasen kontraherer polymere materialer. Avhengig av forholdet mellom ulike monomerer i matrisen varierer kontraksjonen mellom 2 og 4 %¹⁰⁴. Ved høyere andel av organisk matrise i forhold til mengde fyllstoff kan kontraksjonen komme opp i 6 %. Hvis materialet polymeriserer i en kavitet, skjer kontraksjonen hovedsakelig på de frie overflatene som en følge av flyt i materialet¹⁰⁵. Hvis imidlertid det frie overflatearealet er neglisjerbart i forhold til arealet av bundne flater, vil muligheten for flyt i materialet være begrenset. I tynne sementfilmer skjer derfor kontraksjonen hovedsakelig perpendikulært mot kavitetsveggene med den følge at det introduseres spenninger i sementfugen¹⁰⁶. Jo raskere polymerisering, jo mer spenning introduseres. Kjemisk herdende sementer herder langsommere enn lysherdende. For lysherdende sementer initieres polymerisasjonen først på overflaten, i motsetning til hos de kjemisk herdende. Begge faktorer resulterer i at det er mindre spenninger i kjemisk herdende sementer enn i de lysherdende¹⁰⁷. I tillegg inkorporeres ofte luftblærer under blanding av kjemisk herdende sementer, hvilket også bidrar til å redusere spenninger i sementfilmen¹⁰⁸.

Det er uklart hvilken betydning disse spenningene har for tetteevnen på kort og på lang sikt. Det er utviklet ulike kliniske kriterier og laboratoriemetoder for å bedømme tetteevne, og alle metodene har sine fordeler og ulemper⁹⁴. Et stort antall eksperimentelle variabler vil påvirke målinger av tetteevnen, som eksempelvis typen restaureringsmateriale, prepareringens kantutforming, måling før eller etter sementering, overflatebehandling av tann og/eller restaurering, samt feilkilder ved selve målemetoden. Enkelte målinger gjort i laboratoriet kan i tillegg være lite klinisk relevante, eksempelvis dersom målingene er gjort på tannmodeller i metallegeringer, eller dersom kavitsprepareringene er utført under forstørrelse i stereomikroskop.

Den store variasjonen av variabler i forsøksbetingelsene gjør sammenlikninger av publiserte data fra ulike studier umulig. Bare komparative data, gjort i kontrollerte eksperimentelle studieoppsett, kan gi visse indikasjoner på sementers tetteevne.

Mikrolekkasje som mål for tetteevne er sterkt influert av eksperimentelle variabler, og har minimal betydning som prediktor for hva som skjer klinisk^{35,36,109,110}.

Det eksisterer ingen konsensus om hva som er en klinisk akseptabel spalte mellom restaurering og tann. En marginal spalte på 25-30 μm gir minimal mikrolekkasje og oppløsning av sinkfosfatsement, og i ISO-standarder er kravene til bredde på sementfugen for ulike vannbaserte sementer fastsatt på dette nivået. Det er imidlertid usikkert om det er riktig at kravet skal appliseres direkte på polymerbaserte sementer. I eksperimentelle studier har enkelte funnet en korrelasjon mellom mikrolekkasje og bredde på sementfugen, mens andre ikke finner slik korrelasjon. Videre kan det spekuleres i om en bred sementfuge approksimalt vil være mer utsatt for enzymatisk nedbryting enn smale sementfuger¹¹¹. Bare kliniske langtidsstudier kan vise om den marginale eller totale gjennomsnittlige sementfugebredden vil innvirke på restaureringens prognose.

Ulike kliniske studier har vist at umiddelbart etter sementering av en restaurering med en polymerbasert sement observeres mangler og defekter i 10 til 50 % av sementfugens overflateareal i SEM^{93,94,100}. Disse studiene har vist at det største problemet med dagens polymerbaserte sementer er overskudd av sement, samt på lengre sikt tap av sement på overflaten. Under forutsetning av at hele kaviteten er omgitt av emalje observeres flere defekter i overgangen mellom sement og restaurering enn mellom sement og tann^{100,112}.

Bredden på sementfugen kan i seg selv kanskje være av mindre betydning klinisk, så lenge sementen forblir relativt intakt. Derimot vet man ikke om det på lengre sikt kan være sammenheng mellom bredden på sementfugen og utviklingen av spalter mellom sement og restaurering på den ene siden, og mellom sement og kavetsvegg på den andre. I en SEM studie ble det målt spalter fra <1 til 4 μm mellom sement og emalje. Den kliniske betydningen av slike mikrosalter er ukjent, men man kan ikke utelukke en potensiell pumpeeffekt som følge av ulik elastisk deformasjon av dentin og materiale under funksjon, kombinert med ulike temperaturkoeffisienter på tannvev og materialer¹¹³. Sannsynligvis blir sementen mellom restaurering og tann utsatt for flere ulike mekanismer for nedbrytning.

Den kliniske betydningen på lengre sikt av mer eller mindre konkave sementfuger langs sementerte restaureringer er ukjent. Ved manglende sement i fugen langs restaureringer fremstilt i keram er det registrert flere mikrofrakturer i keramet og emaljen¹¹⁴. Imidlertid behøver ikke dette nødvendigvis påvirke restaureringers holdbarhet. Man vet ingenting om de videre konsekvensene, da

maksimum observasjonstid i gjennomførte kliniske studier er begrenset til åtte år. Det må derfor gjennomføres flere kontrollerte kliniske kort- og langtidsstudier for ulike typer restaureringer før disse spørsmålene kan besvares.

Biokompatibilitet

Allergi mot bestanddeler i polymerbaserte sementer har vært rapportert, men dette forekommer sjelden. Spesielt er monomeren HEMA forbundet med sensibiliseringsrisiko. Sementallergi kan først og fremst anses som et yrkesmedisinsk problem¹¹⁵.

Nyere studier indikerer at risikoen for pulpaskader etter bruk av polymere sementer ikke er større enn for konvensjonelle sementer⁴⁰. Imidlertid er det viktig å påpeke at biokompatibiliteten på polymerbaserte sementer er forbundet med graden av polymerisasjon. Jo større andel upolymerisert monomer, jo større cytotoksisk potensial har sementen. Av denne grunn anbefales det ikke å benytte polymerbaserte sementer dersom dentintykkelsen mot pulpa er liten. En tentativ minimumstykkelse er 1 mm. Det er lansert flere såkalt "desensitivitetsresiner" som skal begrense postsementeringssmerter og forhindre pulpaskader. Effekten av disse produktene er usikker¹¹⁶, og det er indikasjoner på at bruken av slike plastmaterialer tvert i mot bidrar til dårligere retensjon av kronen på lengre sikt¹¹⁷.

Klinisk / praktisk materialhåndtering

Bruk av polymerbaserte sementer forutsetter hensyn til en rekke kliniske faktorer:

1. Preparering
2. Type provisorium
3. Overflatebehandling av tannvev
4. Overflatebehandling av restaurering
5. Sementeringssekvens

Problemer med sementens flyt

Problemer med adekvat polymerisering

6. Fjerning av overskudd, puss og polering av sementen

Fremstilling

For å lette fremstillingsprosedyren fra preparering til sementering har enkelte produsenter utviklet produktkonsepter som skal dekke alle prosedyrer (Tabell 9).

Tabell 9. Produktkonsepter for restaurering og bruk av polymerbasert sement (pr. mai 1999).

Produsent	Adhesiv	Sement	Restaureringsmaterie
3M	Scotchbond MP Scotchbond 1	3M Polymer Cement Opal Cement Vitremar	P-50
Bisco	All bond 2 Aelitebond One-step	C&B Cement Choice Duo-link	
Coltene-Whaledent	A.R.T. Bond One Coat Bond	Duo Cement	Brilliant D.I
Den-Mat	Tenure Tenure quick	Infinity UltraBond	Cerinate TrueVitality
Dentsply	Prime&Bond Prime&Bond NT Probond	Advance Colorlogic Comspan MGC Lute Composite Enforce Dyract Cem	Biodent Carat Ceramico Dicor Finesse Maxxim Prisma AP.H Triad
ESPE	EBS- multi	Compolute Sono-Cem Ketac Cem	Pertac II
GC	-	G-Cera Porc.Ven.Bond.Syst. Fuji Plus	GC Cosmotech G-Cera
Hereaus Kulzer	Solid bond P & C	2bond2 Twinlook	Charisma CS Artglass
Jeneric/Pentron	Bond-1 Conquest	Cement-It! Lute-It! Optec Universal Bond.System	Optec Prelude Synspar
Kerr Manufacturing	Optibond FL Optibond solo	Porcelite Porcelite DC Nexus	Herculite XRV Lab
Kuraray	Clearfil	Clearfil CR Int.Cem. Panavia	Clearfil CR
Mirage (Chameleon)	ABC Enhanced Mirage Bond Plus Wetbond	FLC Vision Mirage Metal Resin Cement	Fortress Mirage
Shofu	Imperva Bond	Imperva Dual Resin Cement	Vintage value
Ultradent	Permagen	Permalute	-
Vivadent/Ivoclar	Syntac Syntac sprint	Dual Cement ProTec Cem Variolink II Variolink Ultra	Empress II IPS Empress SR-Isosit (Concept) Tetric Targis-Vectris
VOCO	Solobond Plus Solobond M	Avanto Bifix F-21	-

1. Preparering

Tradisjonelle vannbaserte sementer har utelukkende en mekanisk retensjon, hvilket forutsetter at tannprepareringen i alle henseender må optimaliseres med dette for

øyet. Dette innebærer at mye tannvev må fjernes, med økt risiko for pulpa og periodontale skader. Dersom sementen har en limretensjon kan en teoretisk sett unngå dette, hvilket har medført at indikasjonsområdet for porselensfasetter har blitt utvidet til å inkludere såkalte skallkroner. Det er derfor i dag en udefinert grense mellom fasetter, skallkroner og helkeramkroner. De nye polymere sementene har åpnet mulighetene for tekniske løsninger som ikke har vært mulige med konvensjonelle sementer, og det pågår mye spennende forskningsaktivitet om alternative muligheter. Men dagens polymerbaserte sementer forutsetter likevel at enkelte prepareringsinngrep blir gjort, blant annet motstand mot aksial belastning, parallellisering av vegger og emaljekantskjæring¹¹⁸. Forhåpentligvis kan vi i nær fremtid oppleve at restaureringen av tenner medfører mindre vevsødeleggende inngrep enn tidligere, og med minst like god prognose som konvensjonell protetikk.

Et annet forhold er at mange pilarprepareringer i praksis er langt fra optimale^{16,119}. Vurdert fra et pragmatisk ståsted vil mange kroner ha en bedre prognose med andre sementtyper enn konvensjonell sinkfosfatsement i disse situasjonene.

2. Provisorium

Det må ikke benyttes temporære sementer som inneholder eugenol. Eugenol vil forhindre en optimal polymerisasjon i dentinadhesivet og i sementen, selv om kaviteten blir totalt sett før applisering av dentinadhesiv^{120,121}.

3. Overflatebehandling av tannen (dentinbehandling og adhesivsystemer)

God binding av det adhesive materialet til tannen kan bare oppnås med en nøyaktig overflatebehandling av tannflaten og god kontroll under sementeringen. Prinsipper og problemer ved binding mot dentin er beskrevet i en egen SSPD-rapport¹²².

Det er en fordel å bruke kofferdam hvis det er mulig, bl.a. også for å beskytte gingiva mot uheldige effekter av adhesivsubstansene. Alternativt er det blitt foreslått å benytte teflontape (rørlegger-tape) til å isolere nabotenner og gingiva. Dessuten svekker fukt de mekanisk-fysikalske egenskapene til sementene¹²³.

Det er mange forskjellige adhesiver på markedet. Noen er basert på opptil 7 forskjellige komponenter (etsmiddel, conditioner, primer, "aktivatorer", lavviskøse & viskøse adhesiver m.m.), mens andre adhesivkonsepter består av én komponent¹²².

Også når det ikke er eksponert dentin bør tannoverflaten og/eller restaureringens innerflater påføres en adhesiv. Jo stivere sement, jo mer "wetting" av tann- og materialoverflaten er nødvendig. Noen produsenter anbefaler at adhesiven appliseres både på restaurering og tannoverflaten, mens andre angir bare på tannen. Videre varierer anbefalingene med hensyn til om adhesiven skal herdes før sementen appliseres (som regel lysherding), eller om adhesiven og sementsjiktet skal herdes samtidig (kjemisk herding). Den ulike praksisen skyldes delvis at enkelte adhesiver kan danne et sjikt på flere titalls mikrometer etter herding, mens andre adhesiver danner tynnere sjikt. Et tykt adhesivsjikt vil resultere i dårlig tilpasning av restaureringen.

For å oppnå en tilfredsstillende lysherding av adhesivene må det brukes plastmatriser og lysledende kiler.

4. Overflatebehandling av konstruksjonen

Metoder for å behandle de indre flatene av restaureringen umiddelbart før sementeringen varierer fordi bindingsmekanismene mellom en sement og materialets overflate er prinsipielt ulike for metall, keram og kompositt plast.

Metall

Det er blitt anbefalt sandblåsing, etsing med forskjellige syrer og/eller silanisering. Det er også utviklet spesialapparatatur hvor overflater kan bli behandlet med for eksempel sandblåsing og silanisering under høyt trykk (Rocatec, ESPE), eller med varme (Kevloc AC, Silicoater Classic & MD, Siloc, H Kulzer). Bearbeidelsen utføres som regel på tannteknikerlaboratoriet. Det henvises til egne oversiktsartikler om dette temaet¹²⁴.

Bindingen til metall kan baseres både på kjemiske bindinger til oksider i metalloverflaten¹²⁴, og på en silanisering. Tilheftingen til edle metaller forbedres enten ved å forsinke overflaten¹²⁵ eller å benytte ulike primere¹²⁶. Uedle metaller kan dessuten etses kjemisk eller elektrolytisk, slik at det dannes porer som gir grunnlag for et mekanisk feste likt med det man oppnår med keramer.

Keram

Binding mot keramoverflaten betinger at denne blir etset og/eller impregnert med en høyreaktiv substans. Effekten av etsing er avhengig av at en del av glassfasen mellom

krystallene i keramet løses ut, slik at det blir porer i overflaten hvor sementen kan trenge inn og polymerisere. Det dannes derved et mikromekanisk feste mellom sementen og keram tilnærmet lik situasjonen ved etset tannemalje.

Vanlig anbefalt syre for etsing av emalje er fosforsyre, som oftest 37 %. Denne syren renser bare overflaten av keramer og løser ikke ut glass. Til dette benyttes ammoniumbifluorid syre eller 5 - 10 % flussyre (HF). Disse syrene løser selektivt opp glassmatrisen slik at krystallene i keramet frilegges. Jo høyere andel krystaller i keramet, jo dårligere virkning har etsingen. Et keram med høy andel aluminiumoksidkrystaller i forhold til glassmatrise (Hi-Ceram, VITA) etses med 35 % flussyre i 90 sekunder. In-Ceram-keramene (VITA), som har enda høyere andeler krystallfase, blir i enda mindre grad påvirket av flussyre. Produsenten anbefaler i stedet å sandblåse overflaten og eventuelt silanisere. Det samme gjelder for Procera All-Ceram som ikke har noen etsbar glassfase. *Restaureringer av disse materialene kan imidlertid sementeres med vannbaserte sementer.*

Under etsingen reagerer silikater i glassmatrisen med flussyre og danner silisiumtetrafluorid under avspaltning av vann. Reaksjonen er:



Silisiumtetrafluorid er en meget giftig gass. Flussyre er i tillegg sterkt etsende på hud og slimhinner. Behandling av keramiske restaureringer med ammonium-bifluorid eller flussyre bør derfor bare foregå under kontrollerte former i tannteknikerlaboratoriet, og bare unntaksvis på tannlegekontoret. Det er unødvendig å bruke disse syrene for å fjerne kontaminasjon av organisk materiale etter innprøving av restaureringen. Til dette kan vanlig 10 % fosforsyre benyttes. Bruk av glassetsende syrer ut over det som blir angitt av produsenten kan tvert i mot redusere overflatearealet på etseflaten¹²⁷.

Enkelte produsenter anbefaler også at de indre flatene av restaureringen deretter behandles med en silanforbindelse. Silanforbindelser er substanser med bifunksjonelle grupper som impregnerer og binder seg til siloksaner i glassmatrisen, og som kopolymeriserer med monomergrupper i den polymerbaserte sementen. Lav andel glassmatrise i keramet resulterer i at en silanisering gir liten gevinst i form av økt bindingsstyrke. Det er ulik praksis med hensyn til om silaniseringen skjer på laboratoriet eller i klinikken, hvilket både skyldes manglende kunnskaper om kjemi og at det brukes ulike silanforbindelser. Alle silanforbindelser er mer eller mindre ustabile,

spesielt ved høy luftfuktighet. All silanisering bør derfor gjøres umiddelbart før applisering av sementen.

Kompositt plast

I den siste tiden har produsenter lansert en rekke nye restaureringsprodukter med nye betegnelser. Eksempel på slike betegnelser er "polyglass", "ceromer", "crystal polymer", "polymer ceramic" o.s.v. Hensikten med de nye betegnelseene er å gi inntrykk av at produktene ikke lenger er kompositt plast. Til tross for antydningene i betegnelseene om at materialene skal ha noe med keram å gjøre, består disse fortsatt av en konvensjonell dimetakrylat plastmatrise forsterket med uorganisk fyllstoff, først og fremst silisium eller glass. Selv om materialene kanskje har forbedrede fysikalsk-mekaniske egenskaper sammenliknet med tidligere kompositte plastprodukter, er det ingen kliniske data som indikerer at vi har å gjøre med en ny kategori restaureringsmateriale. Det er derfor ikke nødvendig med noen spesielle forholdsregler ved sementering med disse materialene.

Bindingen mellom en restaurering i kompositt plast og en polymerbasert sement etableres ved en kjemisk reaksjon mellom ureagerte monomergrupper, frie radikaler, på restaureringens overflate og i sementen. Hvis det er få ureagerte monomergrupper på overflaten blir bindingen til sementen dårlig. Dette er blitt observert for restaureringer fremstilt i SR-Isosit, hvor polymerisasjonen kan nå opp mot 90 % konversjon i plastmatrisen¹⁰⁴.

Også restaureringer fremstilt i kompositt plast blir ofte behandlet med en eller flere av de beskrevne prosedyrene. Det er enighet om at restaureringens innerflater bør sandblåses eller slipes lett med sten for å øke ruheten¹²⁸. I utgangspunktet må kompositt plast ikke behandles med flussyre, fordi fyllstoffpartiklene blir oppløst, og den organiske matrisen blir svekket. Ikke desto mindre anbefaler én produsent at deres produkt (Herculite XRV, Kerr) skal behandles med flussyre. Dette fremstilles også i reklamen som et fortrinn materialet har fremfor konkurrerende produkter. Anbefalingen er imidlertid ikke dokumentert med noen data. Tvert i mot har en studie vist at bindingen mellom sement og restaurering fremstilt i kompositt plast, og spesielt for Herculite XRV, blir kraftig svekket etter flussyreapplikasjon¹²⁹.

En annen produsent har anbefalt silanisering av plastbaserte restaureringers indre flater. Hensikten skal være forbedret binding mellom den uorganiske delen, det

vil si fyllstoffpartiklene, og den polymerbaserte sementen. Det er usikkert om denne prosedyren gir noen bedre binding, all den tid fyllstoffpartiklene i kompositt plast allerede er silanisert. En studie har vist at en silanisering av restaureringer i kompositt plast ikke gir økt bindingsstyrke til sementen¹³⁰. Imidlertid kan det tenkes at restaureringer som blir kraftig beslipt under innprøvingen, med fordel kan silaniseres. Dette gjelder spesielt de nyere kompositte plasttypene med store mengder fyllstoff (og med de nye navnebetegnelse).

5. Sementeringssekvensen

Det er ulik praksis med hensyn til appliseringen av sement. Noen angir applisering av sement bare på restaureringen, mens andre anbefaler både på tannen og på restaureringen. Denne variasjonen i prosedyrer skyldes delvis forskjeller i sementenes viskositet. Den er sannsynligvis også en refleksjon av at mange av produsentenes retningslinjer ofte er mer basert på teori enn på kliniske undersøkelser. En generell hovedregel er alltid å legge sement i konkave partier i tannen eller restaureringen for å unngå sementunderskudd.

Praktiske problemer med flyt

Sementering av ekstrakoronale restaureringer forutsetter en mer lavviskøs sement enn fastsetting av intrakoronale, dette for å unngå en hydrodynamisk effekt. Mange av de eksisterende polymerbaserte sementene oppleves derfor som for "stive". Produsentene har løst dette problemet ved å inkludere "tynnere" i pakken, og overlater til tannlegen å bruke tynneren etter egen smak. Imidlertid vil tilsetning av en lavviskøs monomer til sementen sannsynligvis resultere i dårligere fysikalske egenskaper. Man bør derfor heller velge mer lavviskøse sementer dersom viskositeten oppfattes som et problem. Det er også mulig å varme opp sementen - men man må være oppmerksom på at arbeidstiden i så fall blir kortere. På den annen side må ikke sementen bli for lavviskøs. Da vil den kunne renne ut og feste seg på alle andre steder enn i spalten. En mulig løsning på problemet er å benytte en sement med tiksotrope egenskaper. Sementene blir flytende ved bevegelse, for eksempel under påvirkning av ultralyd. Fordelene med en tiksotrop sement skal være bedre kontroll med plasseringen av restaureringen, mindre tilhefting til instrumenter, samt i teorien mindre tendens til sementoverskudd¹³⁰.

Alternativt er det blitt anbefalt å lage hull i restaureringen for at sementoverskuddet skal kunne flyte ut^{112,131}. Dette kan være akseptabelt når det gjelder MK- eller metallerstutninger, men konstruksjoner i helkeram vil sannsynligvis svekkes kraftig på grunn av mikrofrakturer rundt borestedet samt svekket motstandsform mot brudd.

Praktiske problemer med adekvat polymerisering

En faktor som påvirker de fysikalske egenskapene, og på lengre sikt også den kliniske holdbarheten på polymere materialer, er graden av polymerisasjon etter herdefasen. De eldste kjemisk herdende polymerbaserte sementene hadde relativt dårlig polymerisasjonsgrad. En stund gikk man derfor over til å bruke lysherdende sementer. Imidlertid svekkes lysstråler av restaureringsmaterialet, hvilket resulterer i mer eller mindre ufullstendig herding avhengig av opasitet og/eller tykkelse på restaureringen. En dårlig penetrasjon av lysstråler kan ikke forbedres ved lengre belysning¹³². I dag benyttes derfor ofte sementer som er dualherdende. Imidlertid har flere av dagens dualherdende sementer en del svakheter. Dersom det er for dårlig og/eller for lite lys til adekvat herding, vil den videre polymerisasjonen av monomer foregå meget langsomt og ufullstendig¹³³. Graden av polymerisasjon vil heller ikke øke vesentlig over tid, hvilket indikerer at den kjemiske polymerisasjonen er begrenset etter at lysherdefasen er ferdig. Dualsementer kan dermed ofte inneholde store mengder ureagerte monomerforbindelser hvis lysherdingen er dårlig. Dualsementer bør derfor ikke benyttes dersom man ikke er sikker på at herdelyset når frem til hele sementsjiktet innenfor restaureringens periferi¹³⁴.

Oksygen inhiberer polymerisasjonen i polymerbaserte sementer slik at sementoverflaten består av et såkalt inhibisjonslag¹³⁵. Tykkelsen av inhibisjonslaget er avhengig av viskositet, sammensetning og initiatorsystem i sementen. Inhibisjonslaget kan være mellom 25 og 200 µm, og fjernes lett ved mekanisk belastning. Det er derfor blitt anbefalt å dekke sementfugen med en oksygenbarriere under selve herdefasen¹³⁶. Et vanlig anbefalt middel er glyseringel, som enkelt spyles bort når herdefasen er ferdig. Et praktisk problem er hvordan dette kan anvendes i situasjoner med prepareringsgrenser dypt subgingivalt. Polymerbaserte sementer som herder under en oksygenhindrende barriere får økt overflatehardhet, men den kliniske betydningen av dette er usikker.

6. Fjerning av overskudd, puss, polering

Det virker logisk å ta bort sementoverskuddet med pensel og tanntråd før herding av sementen. Dette blir også anbefalt av enkelte produsenter. Imidlertid frarådes prosedyren av flere andre produsenter, fordi det lett oppstår konkaviteter i sementfugens overflate¹³⁷. Jo lavere viskositet på sementen, jo større blir disse konkavitetene. En måte å unngå dette på, er å fjerne overskuddet når restaureringen er plassert cirka 4/5 ned på eller i tannen. Et annet moment er at oksygen har en polymerisasjonshindrende effekt (inhibisjon). Hvis hele overskuddet fjernes, vil således det ytterste sjiktet i sementfugen ha en dårligere konsistens enn de dypere lag. Dette kan på den annen side forhindres dersom sementfugen dekkes av en oksygenbarriere som for eksempel glyseringel. En produsent anbefaler å lysherde i 10 sekunder før overskuddet fjernes, for deretter å fortsette lysherdingen. Fordelen med en slik prosedyre kan vanskelig begrunnes. Sementoverskuddet bør absolutt ikke fjernes etter at herdingen er påbegynt, da biter av sementen lett kan dras løs.

Det er også blitt produsert en sement tilsatt en fargeindikator som avtar i fargeintensitet proporsjonalt med herdingsgraden. Hensikten med denne fargetilsetningen var å synliggjøre et eventuelt sementoverskudd før polymeriseringen.

Etter fem til ti minutter, avhengig av fabrikat, er den kjemiske herdingen avsluttet. Kofferdamen kan nå fjernes og sementovergangen pusses og poleres. Pussing av sementfilmen kan gjøres med gradvis finere diamanter med kornstørrelse 40 - 15 µm, og til slutt fleksible aluminiumoksidskiver. Alternativt er det blitt anbefalt fingradet karbidpussebor og silikonspisser. Polering av sementovergangen med diamantpasta må frarådes, da polymerbaserte sementer blir skadet av polerpastaen. Til kontureringen approksimalt kan Profin-systemet anbefales. Også silikonspisser og diamantrips gir akseptabel overflate.

Oppsummering

- 1. Det er meget viktig å følge produsentens anvisninger for den aktuelle sement.**
- 2. Prosedyrer som skal benyttes for ett produsentkonsept kan bare unntaksvis anvendes for andre produkter.**

3. *Produkter fra ulike produsenter kan i liten grad brukes om hverandre på grunn av usikker kjemikompatibilitet mellom de ulike komponentene i sementeringsystemene.*
4. *Det er ikke mulig å lage ett sett prosedyrer som gjelder for alle produkter, men en del fellestrekk går igjen.*

Fordelene med polymerbaserte sementer er

- Forbedrede optiske egenskaper
- God binding mot etset emaljeoverflate
- God binding mot overflatebehandlet feltspatkeram
- God binding initialt mot dentin – usikker på lang sikt

Ulempene med polymerbaserte sementer er :

- Prepareringen kan ikke legges for langt subgingivalt. Det bør være emaljeprismer igjen for å oppnå akseptabel binding. Det blir også praktisk umulig å holde sementeringsoverflatene tørre og ikke-kontaminerte under alle trinnene i sementeringsfasen: 1. Syreetsing, rensing og tørrlegging, 2. Applikasjon av primer / adhesiv og evt. tørrlegging, 3. Applikasjon av sementen, 4. Fjerning av overskudd før polymerisering og til slutt: 5. Polymerisering
- Materialene som inngår i sementeringsprosessen er meget teknikkfølsomme.
- Det forutsettes at håndteringen av gingiva under sementeringsprosessen er varsom, så det ikke oppstår blødninger. Behovet for atraumatisk vevsbehandling forutsetter også at passformen på den temporære erstatningen er perfekt (så ikke det oppstår gingivitt under denne perioden).
- Kontakt mellom adhesivkomponenter (spesielt primeren) og gingiva bør forsøkes unngått.
- Sementoverskudd er vanskelig å oppdage og fjerne.
- Man må under sementeringssekvensen ha hjelp av en assistent, som må være trent i å blande og levere de ulike materialene i riktig rekkefølge.

5. Oppsummerende vurdering, vann- og polymerbaserte sementer

Bruken av vannbaserte sementer som festemiddel for kroner og broer har en lang klinisk historie. Kliniske studier og praktisk erfaring viser at slike sementer fungerer bra når protetikken utføres i henhold til etablerte retningslinjer, det vil si

prepareringer med tilstrekkelig retinerende flater, god presisjon av restaureringen og riktig behandling av sementen (90 % fungerer fortsatt etter 10 år og 75 % etter 15 år)^{73,138}. Svikt i sementen er ikke hovedårsak til at fast protetikkk må gjøres om. Og når sementen svikter, er det som regel konstruksjonen (design) som er feil, slik at belastningene er blitt for store.

De biologiske egenskaper ved vannbaserte sementer er kjente og akseptable. Endodontiske problemer utgjør en begrenset komplikasjonsrisiko. Systemiske og/eller lokale toksiske problemer er ikke påvist. Substanser som lekker ut har ikke stort allergiserende potensial. For polymerbaserte sementer bør en være oppmerksom på risikoen for lokale toksiske reaksjoner under sementeringsprosessen samt risikoen for allergiske reaksjoner forbundet med en del av de organiske stoffene som disse sementene og adhesivene inneholder.

Retensjonsevnen og andre mekaniske egenskaper er bedre for polymerbaserte enn for vannbaserte sementer ved laboratorietester. Men bruken av vannbaserte sementer er enkel og gir rom for variasjon av arbeids- og stivningstid uten at materialenes egenskaper endres for mye. En bør derfor tenke seg godt om før en bytter ut 100 års erfaring med nye materialer med annen sammensetning og liten eller ingen klinisk dokumentasjon.

Etsbroer som er festet til bearbeidet emalje forutsetter bruk av en polymerbasert sement¹.

For fast protetikkk hvor innerdelen består av metallegering eller helkeram av typen tettsintret aluminiumoksid eller zirkoniumoksid, bør vannbaserte sementer fortsatt være førstevalg ved sementering.

Helkeramiske restaureringer fremstilt i tradisjonell feltspatkeram og glasskeramer bør limes til tannen for å kunne fungere tilstrekkelig uten risiko for fraktur eller løsning. Da er det nødvendig å bruke polymerbaserte sementer i kombinasjon med dentinadhesiver eller etsing av emalje samt overflatebehandling av keramene for å få et stabilt feste til begge sider av limspalten. Det er en krevende teknikk, og bindingen til flatene blir antagelig aldri 100 % effektiv. De kliniske studier som hittil er rapportert indikerer imidlertid at disse har en akseptabel levetid sett i forhold til keramenes mekaniske egenskaper.

Referanser

- ¹ Ørstavik J, Henningson C. *Etsbroer*. SSPDs Undervisningskomite 1991.
- ² Kerschbaum T, Haastert B, Marinello CP. Risk of debonding in three-unit resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 248-53.
- ³ Pröbster B, Henrich GM. 11-year follow-up study of resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 259-68.
- ⁴ De Kanter RJ, Creugers NH, Verzijden CW, Van't Hof MA. A five-year multi-practice clinical study on posterior resin-bonded bridges. *J Dent Res* 1998; 77: 609-14.
- ⁵ Verzijden CW, Creugers NH, Van't Hof MA. A meta-analysis of two different trials on posterior resin-bonded bridges. *J Dent* 1994; 22: 29-32.
- ⁶ Ondracek IK, Arvidson Fyrberg K. *Keramiska skalfasader*. SSPDs Undervisningskomite 1996.
- ⁷ International Organization for Standardization, ISO 9917: 1991. Dental water-based cements, Geneva, Switzerland, 1991.
- ⁸ O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1997.
- ⁹ Smith DC. A new dental cement. *Br Dent J* 1968; 125: 381-4.
- ¹⁰ Wilson AD, McLean JW. *Glass ionomer cements*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., 1988.
- ¹¹ Swartz ML, Phillips RW, Clark HE. Long term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res* 1984; 63: 158-60.
- ¹² Forsten L. Fluoride release of glass ionomers. *J Esthetic Dent* 1994; 6: 216-22.
- ¹³ International Organization for Standardization ISO 9917 - 2: 1998. Dental Water-based Cements. Part 2: Light-activated cements. Geneva, Switzerland, 1998.
- ¹⁴ Li J, Ruyter IE. Long term water uptake of compomers and its effects on mechanical properties. [IADR abstract 207]. *J Dent Res* 1998; 77: 657.
- ¹⁵ Randow K, Glantz PO, Zöger B. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long term clinical quality. *Acta Odont Scand* 1986; 44: 241-55.
- ¹⁶ Walton JN, Gardener FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 416-21.
- ¹⁷ Valderhaug J, Jokstad A, Ambjørnsen E, Norheim PW. Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. *J Dent* 1997; 25: 97-105.

- ¹⁸ Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 1986; 13: 423-32.
- ¹⁹ Dahl BL, Ørstavik D, Karlsen K. Store broer på lite restperiodontium. *Nor Tannlegeforen Tid* 1987; 97: 460-4.
- ²⁰ Jørgensen KD. *Kursus i indlæg og kroner*. København: Dansk Tandlægeforening, 1971.
- ²¹ Um CM, Øilo G. The effect of early water contact on glass ionomer cements. *Quintessence Int* 1992; 23: 209-14.
- ²² Knibbs PJ, Plant CG, Shovelton DS. The performance of a zinc polycarboxylate luting cement in general dental practice. *Br Dent J* 1986; 160: 13-5.
- ²³ Jokstad A, Mjör IA. Ten years' clinical evaluation of three luting cements. *J Dent* 1996; 24: 309-15.
- ²⁴ Musa A, Pearson GJ, Gelbier M. In vitro investigation of fluoride ion release from four resin-modified glass polyalkenoate cements. *Biomaterials* 1996; 17: 1019-23.
- ²⁵ Øilo G. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J* 1991; 41: 81-8.
- ²⁶ Dahl BD, Øilo G. Retentive properties of luting cements: An in vitro investigation. *Dent Mater* 1986; 2: 17-20.
- ²⁷ Øilo G, Jørgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil* 1978; 5: 377-89.
- ²⁸ Øilo G, Evje DM. Film thickness of dental luting cements. *Dent Mater* 1986; 2: 85-9.
- ²⁹ Finger W. Evaluation of glass ionomer luting cements. *Scand J Dent Res* 1983; 91: 143-9.
- ³⁰ Wilson AD, Groffman DM, Powis DR, Scott RP. An evaluation of the significance of the impinging jet method for measuring the acid erosion of dental cements. *Biomaterials* 1986; 7: 55-60.
- ³¹ Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, Moose BK, Vickery J. In vivo disintegration of luting cements. *J Am Dent Assoc* 1987; 114: 489-92.
- ³² Hersek NE, Canay S. In vivo solubility of three types of luting cement. *Quintessence Int* 1996; 27: 211-6.
- ³³ Wilson AD, Groffman DM, Kuhn AT. The release of fluoride and other chemical species from a glass ionomer cement. *Biomaterials* 1985; 6: 431-3.
- ³⁴ Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 280-301.
- ³⁵ Lyons KM, Rodda JC, Hood JAA. Use of pressure chamber to compare microleakage of three luting agents. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 426-33.
- ³⁶ White SN, Yu Z, Tom JFMD, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 333-8.

- ³⁷ Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Reported sensitivity of glass ionomer luting materials. *J Am Dent Assoc* 1984; 109: 476.
- ³⁸ Pameijer CH, Stanley HR. Primate pulp response to anhydrous Chembond. [IADR abstract 1]. *J Dent Res* 1984; 66: 171.
- ³⁹ Heys RJ, Fitzgerald M, Heys DR, Charbeneau GT. An evaluation of a glass ionomer luting agent: pulpal histological response. *J Am Dent Assoc* 1987; 114: 607-11.
- ⁴⁰ Inokoshi S, Fujitani M, Otsuki M, Sonoda H, Kitasako Yet al. Monkey pulpal responses to conventional and adhesive luting cements. *Oper Dent* 1998; 23: 21-9.
- ⁴¹ Klausner PJ, Brandau HE, Charbeneau GT. Glass ionomer cements in dental practice: A national survey. *Oper Dent* 1989; 14: 170-5.
- ⁴² Mitchell CA, Douglas WH. Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. *Biomaterials* 1997; 18: 1127-31.
- ⁴³ Jokstad A, Mjör IA, Frazier KB. The teaching of all-ceramic restorations in Scandinavian dental schools: a survey. *Acta Odontol Scand* 1996; 54: 200-4.
- ⁴⁴ Rubo MH, El-Mowafy O. Radiopacity of dual-cured and chemical-cured resin-based cements. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 70-4.
- ⁴⁵ Inokoshi S, Willems B, Van Meerbeek P, Lambrechts M, Braem M et al. Dual-cure luting composites. I. Filler particle distribution. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 133-46.
- ⁴⁶ Noie F, O'Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated ageing. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 51-5.
- ⁴⁷ Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS. Color stability of selected dual-cure composite resin cements. *J Prosthodont* 1993; 2: 24-7.
- ⁴⁸ McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Suggested nomenclature for glass-ionomer cements and related materials. *Quintessence Int* 1994; 25: 587-9.
- ⁴⁹ Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA. Resin-modified glass ionomers for luting posterior ceramic restorations. *Dent Mater* 1995; 11: 161-8.
- ⁵⁰ Yamashita A, Tsuji K, Kuboki T, Yatani H. Longitudinal survival rates of resin-bonded fixed restorations. [IADR abstract 2595]. *J Dent Res* 1998; 77: 956.
- ⁵¹ Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Scharer P. Short-term results of IPS-Empress full-porcelain crowns. *J Prosthodont* 1997; 6: 20-30.
- ⁵² Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Schärer P. Six-year clinical results of leucite-reinforced glass-ceramic inlays and onlays. *Acta Med Dent Helv* 1998; 3: 137-46.
- ⁵³ Lehner C, Studer S, Schärer P. Seven-year results of leucite-reinforced glass-ceramic crowns [IADR abstract 1368] & Seven-year results of leucite-reinforced glass-ceramic inlays and onlays. [IADR abstract 1375]. *J Dent Res* 1998; 77: 802.

- ⁵⁴ Daniel X. Fünf Jahre praktische Erfahrung mit dem Slip-casting-system. *Dental Labor* 1994; 42: 473-82.
- ⁵⁵ Hankinson JA, Cappetta EG. Five years' clinical experience with a leucite-reinforced porcelain crown system. *Int J Periodont Rest Dent* 1994; 14: 139-53.
- ⁵⁶ Fradeani M, Aquilano A. Clinical experience with Empress crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 241-7.
- ⁵⁷ Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 346-53.
- ⁵⁸ Kelsey WP 3rd, Cavel T, Blankenau RJ, Barkmeier WW, Wilwerding TM et al. 4-year clinical study of castable ceramic crowns. *Am J Dent* 1995; 8: 259-62.
- ⁵⁹ Abe T, Hashimoto K, Yamauchi T, Ito Y. Long term clinical evaluation of castable glass-ceramic restorations. [IADR abstract 2597]. *J Dent Res* 1998; 77: 956.
- ⁶⁰ Pameijer CH, Nilner K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swedish Dent J* 1994; 18: 59-67.
- ⁶¹ Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 320-3.
- ⁶² Isenberg BP, Essig ME, Leinfelder KF. Three-year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *J Esthet Dent* 1992; 4: 173-6.
- ⁶³ Sorensen JA, Fanuscu MI, Choi C, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. [IADR abstract 1848]. *J Dent Res* 1996; 75: 248.
- ⁶⁴ Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 1998; 26: 130-6.
- ⁶⁵ Jensen ME. A two-year clinical study of posterior etched-porcelain resin-bonded restorations. *Am Dent J* 1988; 1: 27-33.
- ⁶⁶ Pospiech P, Kistler S, Rammelsberg P, Gernet W. Clinical investigation of a compomer luting cement in comparison with a zinc-phosphate cement. [IADR abstract 2603]. *J Dent Res* 1998; 77: 957.
- ⁶⁷ Barghi N, Berry TG, Chan DC. Bonded posterior etched porcelain onlays: Two-year clinical evaluation. [IADR abstract 2060]. *J Dent Res* 1997; 76: 271.
- ⁶⁸ Barghi N, Berry TG, Chan DC. Bonded posterior etched porcelain onlays: Two-year clinical evaluation. [IADR abstract 1372]. *J Dent Res* 1998; 77: 803.
- ⁶⁹ Barnes DM, Gingell JC, George DI, Kihn PW. A 12-month clinical evaluation of Finesse PFM porcelain [IADR abstract 2599]. *J Dent Res* 1998; 77: 956.
- ⁷⁰ Bindl A, Bitz M, Mörmann W. Clinical examination of computer machined full ceramic crowns. [IADR abstract 3027]. *J Dent Res* 1997; 76: 392.

-
- ⁷¹ Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 459-64.
- ⁷² Schneider PE. Seitenzahn-Restauration mit Composite - 4 Jährige Erfahrungen aus der Praxis. *Phillip Journal* 1990; 9: 264-73.
- ⁷³ Christensen RP, Christensen GJ, Vogl S, Bangerter V. 2-year clinical comparison of 6 inlay systems. [IADR abstract 2360]. *J Dent Res* 1992; 72.
- ⁷⁴ Friedman MJ. A 15-year review of porcelain veneer failure- a clinician's observations. *Comp Contin Educ Dent* 1998; 19: 625-36.
- ⁷⁵ Christensen RP, Christensen GJ. Resin reinforced glass ionomer cements, all-ceramic crown fracture. *Clinical Research Assoc Newsletter* 1996; 20; 3.
- ⁷⁶ Cho E, Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1995; 26: 351-8.
- ⁷⁷ Zuellig-Singer R, Bryant RW. Three-year evaluation of computer-machined ceramic inlays: influence of luting agent. *Quintessence Int* 1998; 29: 573-82.
- ⁷⁸ van Dijken JW, Höglund-Åberg C, Olofsson AL. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *J Dent* 1998; 26: 219-25.
- ⁷⁹ White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 384-9.
- ⁸⁰ Van Meerbeek P, Inokoshi S, Davidson CL, De Gee AJ, Lambrechts M, et al. Dual-cure luting composites. II. Clinically related properties. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 57-66.
- ⁸¹ International Organization for Standardization, ISO/DIS 4049: 1998. Dentistry - Polymer based filling, restorative and luting materials. Geneva, Switzerland, 1998.
- ⁸² Wilson NH. The evaluation of materials: relationships between laboratory investigations and clinical studies. *Oper Dent* 1990; 15: 149-55.
- ⁸³ Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 29-34.
- ⁸⁴ el-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 524-9.
- ⁸⁵ Mojon P, Hawbolt EB, MacEntee MI, Ma PH. Early bond strength of luting cements to a precious alloy. *J Dent Res* 1992; 71: 1633-9.
- ⁸⁶ Pameijer CH, Jefferies SR. Retentive properties and film thickness of 18 luting agents and systems. *Gen Dent* 1996; 44: 524-30.
- ⁸⁷ Institut der Deutschen Zahnärzte. *Das Dental Vademekum*. 6th. ed. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 1998.
- ⁸⁸ White SN, Yu S. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 782-5.

- ⁸⁹ Van der Vyver PJ, de Wet FA. The film thickness of five adhesive resin cements. *SA Dent J* 1998; 53: 377-9.
- ⁹⁰ Kramer N, Sindel J, Petschelt A. Einfluss des Füllkörpergehaltes von Hybridkompositen auf die Filmschichtstärke. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996; 51: 166-8.
- ⁹¹ Pilo R, Cardash HS. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 621-5.
- ⁹² Ken T, Ibbetson R. The effect of cement volume on crown seating. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 445-51.
- ⁹³ White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 25-32.
- ⁹⁴ Qualtrough AJ, Piddock V. Fitting accuracy of indirect restorations: A review of methods of assessment. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1992; 1: 57-61.
- ⁹⁵ Peutzfeldt A. Effect of the ultrasonic insertion technique on the seating of composite inlays. *Acta Odontol Scand* 1994; 52: 51-4.
- ⁹⁶ Sjögren G, Hedlund SO. Filler content and gap width after luting of ceramic inlays, using the ultrasonic insertion technique and composite resin cements. *Acta Odontol Scand* 1997; 55: 403-7.
- ⁹⁷ Wilson PR. Low force cementation. *J Dent* 1996; 24: 269-73.
- ⁹⁸ White SN, Yu Z, Kipnis V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 476-81.
- ⁹⁹ Shortall AC, Baylis RL, Fisher SE, Harrington E. Operating variables affecting the working time of a dual-cure composite luting cement. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1993; 1: 185-8.
- ¹⁰⁰ Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems B, Noack Mj, Braem M et al. Marginal adaptation of four tooth coloured inlay systems in vivo. *J Dent* 1992; 20: 18-26.
- ¹⁰¹ Guzman AF, Moore BK, Andres CJ. Wear resistance of four luting agents as a function of marginal gap distance, cement type, and restorative material. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 415-25.
- ¹⁰² Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y. Effect of gap dimension on wear resistance of luting agents. *Am J Dent* 1995; 8: 149-51.
- ¹⁰³ Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y. Effect of surface-penetrating sealant on wear resistance of luting agents. *Quintessence Int* 1994; 25: 767-71.
- ¹⁰⁴ Ruyter IE. Types of resin-based inlay materials and their properties. *Int Dent J* 1992; 42: 139-44.
- ¹⁰⁵ Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984; 63: 146-8.

- ¹⁰⁶ Feilzer, AJ, DeGee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66: 1636-9.
- ¹⁰⁷ Itoh K, Yanawaga T, Wakumoto S. Effect of composition and curing type of composite on adaptation to cavity walls. *Dent Mater J* 1986; 5: 260-6.
- ¹⁰⁸ Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res* 1992; 71: 1619-22.
- ¹⁰⁹ White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 333-8.
- ¹¹⁰ White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 257-64.
- ¹¹¹ Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res* 1991; 99: 254-61.
- ¹¹² Bindsløv PH, Asmussen E, Hansen EK. Spalterreducerende fyldnings- og cementeringsteknikker. *Nor Tannlegeforen Tid* 1997; 107: 148-53.
- ¹¹³ Jensen ME, Chan DC. Polymerisation shrinkage and microleakage. In: Vanherle G, Smith DC (eds). *Posterior composite resin dental restorative materials*. Amsterdam: Peter Szulc Publ. Comp., 1985: 243-62.
- ¹¹⁴ van Dijken JW, Hørstedt P. Marginal breakdown of fired ceramic inlays cemented with glass polyalkenoate (ionomer) cement or resin composite. *J Dent* 1994; 22: 265-72.
- ¹¹⁵ Kanerva L, Lahtinen A, Toikkanen J, Forss H, et al. Increase in occupational skin diseases of dental personnel. *Contact Dermatitis* 1999; 40: 104-8.
- ¹¹⁶ Quarnstrom F, Collier N, McDade E, McLean K, et al. A randomized clinical trial of agents to reduce sensitivity after crown cementation. *Gen Dent* 1998; 46: 68-74.
- ¹¹⁷ Mausner IK, Goldstein GR, Georgescu M. Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 129-34.
- ¹¹⁸ Crispin BJ. Expanding the application of facial ceramic veneers. *J Calif Dent Assoc* 1993; 21: 43-54.
- ¹¹⁹ Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 148-51.
- ¹²⁰ Woody TL, Davis RD. The effect of eugenol-containing and eugenol-free temporary cements on microleakage in resin bonded restorations. *Oper Dent*. 1992; 17: 175-80.
- ¹²¹ Meyerowitz JM, Rosen M, Cohen J, Becker PJ. The effect of eugenol containing and non-eugenol temporary cements on the resin enamel bond. *J Dent Assoc South Africa* 1994; 49: 389-92.
- ¹²² Jokstad A, Dahl B. *Dentinbinding*. SSPDs Undervisningskomite 1996.

- ¹²³ Kells BE, Kennedy JG. Temperature and humidity: significant factors in resin/enamel bonding. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995; 3: 269-74.
- ¹²⁴ Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal- and ceramic surface - conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int* 1998; 29: 713-24.
- ¹²⁵ Imbery TA, Davis RD. Evaluation of tin plating systems for a high-noble alloy. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 55-60.
- ¹²⁶ Taira Y, Imai Y. Primer for bonding resin to metal. *Dent Mater* 1995; 11: 2-6.
- ¹²⁷ Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent* 1998; 26: 53-8.
- ¹²⁸ Latta MA, Barkmeier WW. Bond strength of a resin cement to a cured composite inlay material. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 189-93.
- ¹²⁹ Ejersbo M, Peutzfeldt A. Binding mellem plastindlæg og plastcement. *Tandlægebladet* 1994; 98: 339-40.
- ¹³⁰ Noack M, Roulet JF, Bergmann P. A new method to lute tooth colored inlays with highly filled composite resins. [IADR abstract 1528]. *J Dent Res* 1991; 70: 392.
- ¹³¹ Toreskog S. Bondet porselen og "kvaletikk". *Dental Produktguide (Norge)* 1997; 1: 30-8.
- ¹³² Kolinotou-Kubia E, Jacobsen PH. Effect of irradiation time on the physical properties of light-cured resins. *Clin Materials* 1990; 6: 21-5.
- ¹³³ Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on Polymerization of dual-Cure Resin Cements. *Oper Dent* 1993; 18: 48-55.
- ¹³⁴ Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 187-93.
- ¹³⁵ Ruyter IE. Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontol Scand* 1981; 39: 27-32.
- ¹³⁶ Bergmann P, Noack M, Roulet JF. Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int* 1991; 22: 739-44.
- ¹³⁷ Krejci I, Poretti F, Lutz F. Randadaptation von Adhäsiv-Inlays nach Entfernung unpolymersierten Kompositzementes. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992; 47: 26-8.
- ¹³⁸ Creugers NH, Kayser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 1994; 22: 448-52.