

Plast- og glasionomerbaserede fyldnings- og cementeringsmaterialer

Erik Christian Munksgaard og Håkon Nordbø

Sammensætning, egenskaber og anvendelse af plastmaterialer, glasionomercement, resinmodificerede glasionomercement og kompomerer undergår til stadighed forandringer. Plastfyldningsmaterialer anvendes nu til alle kavitetstyper, og plastcementer fortrænger i stigende omfang phosphatcement. Til hel eller delvis erstatning for disse traditionelle plastmaterialer markedsføres kompomerer og glasionomercement under henvisning til deres fluoridafgivelse. Især for kompomerernes vedkommende er det usikkert om der på lang sigt er en gavnlig klinisk effekt af fluoridafgivelsen, og om deres mekaniske egenskaber er tilstrækkelige til at modstå belastninger under lang tids brug. Allergi blandt tandplejepersonalet pga. omgang med plastbaserede materialer bør tilskynde til indførelse af passende arbejdshygiejniske foranstaltninger

I de senere år er der sket en markant stigning i fremkomsten af nye materialer som bl.a. betegnes komposit plast, glasionomercement, lyspolymeriserende glasionomercement, plastmodificeret glasionomercement, kompomer og plastcement. Materialerne kan inddeles i fire typer: plastmaterialer, glasionomercement, resinmodificerede glasionomercement samt kompomerer. I det følgende gennemgås sammensætning og egenskaber af disse materialer, deres anvendelse samt de risici for patient og behandler der er forbundet med anvendelsen.

Plastmaterialer

Sammensætning og afbinding

Som det fremgår af Tabel 1 indeholder plastmaterialer monomerer, initiatorer og fyldstof. Desuden forekommer der inhibitorer, UV-absorbere og evt. plastifikatorer. Monomererne (Fig. 1) er hyppigst blandinger af dimethacrylater, men kan indeholde monomethacrylater og i sjældnere tilfælde tri- eller oligomethacrylater (1). Monomerernes opløselighed, viskositet og reaktivitet er af afgørende betydning for polymerens mekaniske og kemiske egenskaber.

Plastmonomerer bringes til at polymerisere vha. initiatorer og koinitiatorer der efter omdannelse til radikaler bevirker en sammenkobling af en række monomermolekyler til en poly-

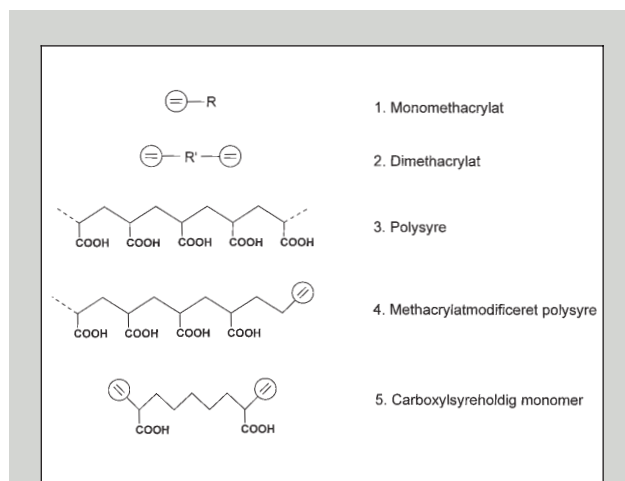


Fig. 1. Organiske bestanddele i plastmaterialer (1 og 2), glasionomercement (3), resinmodificerede glasionomercement (4, 1 og 2) og i kompomerer (5, 1 og 2). Methacrylatdobbeltbindinger er illustreret ved cirkler med dobbeltstreg, og molekyler der indeholder methacrylatgrupper kan med initiatorer kobles sammen under polymerisation. Carboxylsyregrupperne (-COOH) kan opløse syreopløseligt glas under udfældning, sml. Fig. 6.

Tabel 1. Hovedbestanddele i plastmaterialer, glasionomercement, resinmodificerede glasionomercement samt komponenter, jf. Fig. 1.

	Plastmaterialer	Glasionomercement	Resinmodificerede glasionomercement	Komponenter
Monomerer (methacrylater)	X		X	X
Polysyre		X		
Methacrylatmodificeret polysyre			X	
Carboxylsyreholdig monomer				X
Initiatorer/koinitiatorer	X		X	X
Fyldstof, glas/aerosil	X			X
Syreopløseligt glas		X	X	X

mer. I plast til fyldning og cementering foregår dette enten efter sammenblanding af to komponenter eller efter belysning af materialet. Man har også dualhærdende systemer der afbinder både efter sammenblanding og efter belysning.

Fabrikkerne tilsætter stoffer (inhibitorer) som modvirker tendensen til utidig polymerisation. Oxygen er ligeledes en inhibitor, og det betyder at plastoverflader efter polymerisation har et tyndt lag upolymeriseret overfladelag (inhibitions-lag).

Hovedbestanddelen af dentale plast der anvendes til fyldning og cementering, er fyldstof, også kaldet filler. Filleren kan være finkornet glas, Zr-keramik, kvartspulver eller amorft SiO₂. Desuden anvendes i enkelte produkter fluorider af sjældne jordarter (yttrium og ytterbium) til skabelse af røntgenkontrast.

Typer af plastmaterialer

Et plast som indeholder en vis mængde filler, kaldes et komposit plast. Plast helt uden fyldstof kaldes resiner. Plastmaterialer inddeles i tre systemer efter den måde de afbinder på: 1) to-komponent, 2) lyspolymeriserende og 3) dualhærdende systemer. Desuden inddeles plastmaterialer til fyldning og til cementering efter type og størrelse af de fillere de indeholder. Plast der overvejende indeholder amorft SiO₂ som filler, kaldes mikrofilplast. Plast der overvejende indeholder ikke-amorfe fillere i størrelser op til 50 µm, kaldes makrofilplast. Den mest udbredte type fyldningsplast kaldes hybridplast og består af ikke-amorfe fillere med en middelpartikelstørrelse på 0,6-0,8 µm og lidt amorft SiO₂. De har for det meste et stort fillervolumen, op til 70 vol% filler.

Plastcementer indeholder i sammenligning med fyldningsplast en lidt mindre mængde filler, men ligner i øvrigt disse materialer meget. Det mindre indhold af filler gør dem mere flydende og dermed egnede til cementering. Plastcementer findes som lyspolymeriserende og som dualhærdende.

Plastfyldningsmaterialers egenskaber

Tabel 2 angiver udvalgte egenskaber. Disse egenskaber peger på følgende væsentlige fordele og ulemper ved plastfyldningsmaterialer:

Fordele

God æstetik opnås med mikrofilplast eller hybridplast, idet de kan poleres til relativt stor glathed. Binding til forbehandlet emalje og dentin (syreætsning og dentinadhæsiv) skaber en styrket integration mellem restaurering og tand samt eliminerer/mindsker spaltetørrelse og -forekomst. Den hygroskopiske ekspansion giver ligeledes mindskelse af spaltetørrelsen. De mekaniske egenskaber af de højfyldte materialer (hybridplast) er ofte tilstrækkelige til at modstå tyggebelastningerne, og slidtilbøjeligheden for sådanne nyere plast er nu så beskeden at disse kan anvendes på tyggeflader.

Ulemper

Afbindingskontraktionen og kontraktion under afkøling kan medføre spaltedannelse (Fig. 2 og 9). Den elastiske hysteres (forsinket tilbagevenden efter deformation) skaber ligeledes tendens til spaltedannelse.

Plastcements egenskaber

Af fordele og ulemper ved plastcementer (Tabel 2) kan nævnes:

Fordele

Plastcementer binder sig til tandvæv, keramiske overflader og metaloverflader efter passende forbehandlinger (2). Plastcements større trykbrudstyrke i forhold til andre retentionscementer sammenholdt med ovennævnte bindingsevne gør plastcementer uovertrufne som retentionscement for keramiske indlæg, keramiske kroner, metalkeramik, ætsbroer og porcelænsfacader.

Tabel 2. Udvalgte egenskaber ved plastmaterialer, glasionomercement, resinmodificerede glasionomercement og kompomere.

Egenskab	Plastmaterialer	Glasionomercement	Resinmodificerede glasionomercement	Kompomere
Binding til forbehandlet emalje/dentin	God, bindingsstyrke: 15-25 MPa	Beskedent, bindingsstyrke: 3-5 MPa	God, bindingsstyrke: 10-12 MPa	God, bindingsstyrke: ca. 15 MPa
Fluoridafgivelse	Ingen evt. meget beskedent	Ja, men falder eksponentielt med alder	Ja, men falder eksponentielt med alder	Beskedent
Æstetisk egenskab	God	God, men opaciteten er lidt for stor	Bedre end glasionomercement	God
Afbindingskontraktion	Ca. 3 vol%	Ca. 2 vol%	Ca. 2,5 vol%	Ca. 2,5-3 vol%
Termisk ekspansionskoefficient	2-4 gange tandvævet	Optimal, dvs. som tandvævet	2-3 gange tandvævet	2-3 gange tandvævet
Hygroskopisk ekspansion	Beskedent	Beskedent	Relativt stor (ca. 5%/2 mdr.)	Relativt stor
Mekaniske egenskaber	Almindeligvis tilstrækkelige	Beskedent bøjestykke. Trykstyrke som fosfatcement. Lille duktilitet, dvs. materialet er sprødt/skørt	Bedre end glasionomercement, men ringere end plastmaterialer	Knap så gode som plastmaterialer
Opløselighed/nedbrydning i svage syrer	Meget lille	Nogen, men ca. 10 gange mindre end fosfatcements	Beskedent	Lille
Slidtilbøjelighed	Almindeligvis tilstrækkelig modstand mod slid	Relativt stor på okklusalfader	Relativt stor på okklusalfader	Lille, men større end hybridplasts
Andet	Udviser elastisk hysteres			Udviser elastisk hysteres

Ulemper

Afbindingskontraktionen af plastcementen giver spaltedannelse mellem cement og kavitetvægge (Fig. 2). Dette kan give gener i form af smertefornemmelse og evt. caries (3), men forholdet kan mindskes kraftigt ved brug af dentinadhæsiv. Plastcementers abrasionslidelighed bevirker dannelse af »grøfter« og dermed misfarvning omkring indlæg cementeret med plast.

Nedbrydning og potentiel biologisk effekt

Under plastmaterialers nedbrydning i mundhulen frigøres der dels metalioner fra fillere, dels diverse organiske forbindelser fra plastmatriks (Fig. 3).

Metalioner fra fillere

Fillere i kompositte plast og plastcement vil meget langsomt nedbrydes i vand eller saliva under frigivelse af diverse ioner

(Tabel 3). Sammenholdt med den daglige tilførsel af metalioner via føden ses det at mængden af ioner der kan sive ud fra fillere, er så beskedent at forholdet ikke kan give en generende biologisk effekt.

Organiske forbindelser

Monomere og initiatorer fra plastmaterialer udsiver til saliva. Desuden ses omdannelsesprodukter som benzoesyre, methacrylsyre og nogle alkoholer/phenoler samt formaldehyd og pyrodruesyrederivater (Fig. 3). Foruden disse vil andre komponenter som farvestoffer, inhibitorer og UV-absorbere kunne diffundere ud af plastet efter polymerisation. Andelen af diffunderbare monomere i kompositte plast angives til ca. 0,2-1 vægt% af det kompositte plast (4), og udsivning af monomere o.a. giver risiko for allergi. Effekten af frie monomere på de pulpale celler har været og er stadig omdiskuteret. Ved forsøg på celler kan det påvises at monomere udøver en

cytotoksisk virkning, men undersøgelser af koncentrationen i pulpa af monomerer diffunderet fra en nærliggende plastrestauration, afslører at kun når afstanden mellem cellerne og plastet er ekstremt lille, vil monomerer som fx BisGMA, UEDMA og TEGDMA kunne påvirke cellerne (5). Tabel 4 angiver cytotoxiciteten (TC₅₀) af nogle komponenter i plastmaterialer. TC₅₀ er den koncentration der giver 50% reduktion af proteinsyntesen i cellerne. Det ses at flere komponenter har relativt lav cytotoxicitet.

Monomererne kan i munden omdannes på to måder (Fig. 3). Den ene type omdannelse er en oxidation af dobbeltbindingen under dannelse af formaldehyd og en ester af

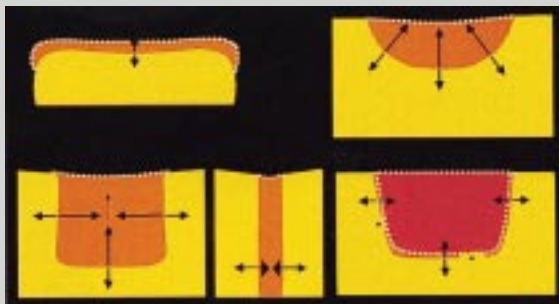


Fig. 2. Kontraktions- og adhæsiionsvektorer for plastmateriale (orange) under afbindingen. Ingen eller relativt snævre kontraktionsspalter forekommer ved et stort forhold mellem arealet af det materiale der frit kan kontrahere sig mod tandvævet (stiplet linie), og arealet af kavitetsvæggene. Det gunstigste forhold ses ved facadebeklædninger (øverst til venstre), og forholdet bliver gradvist mindre gunstigt i rækkefølgen: skålførmede kaviteter (øverst til højre), kasseformede kaviteter (nederst til venstre) og cementspalter (nederst i midten). Under cementering af et plastindlæg (nederst til højre) trykkes indlægget på plads indtil det støder mod et eller flere fremstående kanter på kavitetsvæggene. Dermed hindres indlæggets bevægelse mod tanden under plastcementens polymerisationskontraktion. Der opstår derfor spalter mellem cement og kavitetsvægge, da forholdet mellem den frie overflade og den bundne bliver lille, sml. tegningen nederst i midten.

pyrodruesyre (6). Formaldehyd afgives fra komposit plast i mængder på 0,1-0,5 µg/cm² i de første 72 timer efter afbinding (6). Formaldehyd er et kendt allergen, men afgivelsen er beskednen og falder eksponentielt med tiden. Efter ca. seks uger er afgivelsen næsten umålelig. Formaldehyd er også et karcinogen, men risikoen ved ovennævnte afgivelse anses at være negligeabel, da mængderne er meget mindre end formaldehydindholdet i alm. føde.

Den anden type omdannelse er en enzymatisk katalyseret hydrolyse under dannelse af en alkohol/phenol og methacrylsyre. De enzymer der medvirker ved denne proces, er esteraser (hydrolaser) i saliva fra bakterier eller fra afstødte celler (7), og forholdet kan bl.a. have betydning for abrasionen af plastet. Alkoholen/phenolen som dannes ved den enzymatiske hydrolyse af monomerer, kan i særlige tilfælde besidde en potentiel biologisk virkning. Når monomerblandingen i plastmaterialet indeholder bisphenol-A-dimethacrylat (ikke at forveksle med BisGMA), opstår der bisphenol-A. Det er vist at dette stof besidder en xenoøstrogen virkning (8). Bisphenol-A indgår i en række almindeligt anvendte materialer og produkter, og i mængder der langt

Tabel 3. Udsivning af metalioner fra fillere til kompositte plast i løbet af tre mdr. (28) sammenholdt med indholdet af metalioner i almindelig føde (29). * Mængde lithium anvendt under medicinsk behandling.

Metal	Udsivning fra filler mg/g filler på tre mdr.	Indhold i føde mg/dag
Aluminium	0-0,05	20-40
Bor	0-1,87	0,5-20
Barium	0-3,09	1-2
Lithium	0-0,24	150*
Natrium	0,01-0,71	>2000
Silicium	0,06-0,81	>1000
Strontium	0-0,19	0,5-2
Zink	0-0,03	12-15

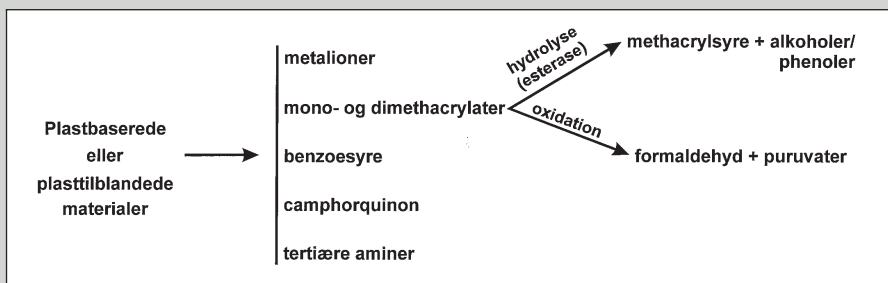


Fig. 3. Metalioner, organiske bestanddele samt omdannelsesprodukter af methacrylater der afgives/dannes fra plastbaserede materialer.

overstiger de meget beskedne mængder der kan dannes i munden fra komposit plast og fissurforsglingsmateriale med indhold af bisphenol-A-dimethacrylat.

Klinisk anvendelse

Fyldning med plastmaterialer

Indikationsområder – Da plastfyldningsmaterialer er tandlignende og kan bindes til tandvævet, er de velegnede til fyldning af kl. III, IV og V kaviteter samt små kl. I kaviteter. Materialerne er også egnede til små kl. II kaviteter, men mindre egnede til større kaviteter i molarområdet, især de større kombinerede kaviteter. Sidstnævnte skyldes spalter ved kavitetsvægge og det oftest lidt større funktionelle slid som plastfyldninger udviser i sammenligning med amalgam.

Præparation – Følgende principper gælder for præparation til plast: 1) Rumfanget af fyldningen bør være så lille som muligt for at minimere marginale kontraktionsspalter. 2) Om muligt bør overfladekantvinklen være stor, ligeledes for at nedbringe størrelsen af marginale spalter. 3) Præparationsgrænsen bør være jævnt forløbende og indre hjørner afrundede for at mindske kærvsnitteffekter. 4) Den frie overflade bør være størst mulig i forhold til den bundne (Fig. 2). En klassisk præparation til amalgam er derfor uegnet til fyldning med plastmateriale. Emaljebevel kan i nogle tilfælde være indiceret af retentionsmæssige, spalteforebyggende eller af kosmetiske årsager.

Bunddækning – Før fyldning med plast kan bunddækning foretages med Ca(OH)_2 -holdig cement, glasionomercement eller dentinadhæsiver. Ofte er dentinadhæsiv det mest effektive, da der sker en aflukning af dentinkanalerne. Af sikkerhedsgrunde anbefaler mange dog at anvende et tyndt lag Ca(OH)_2 -holdig cement på steder hvor afstanden til pulpa er mindre end 0,5 mm. I modstrid hermed foretager andre direkte overkapning med dentinadhæsiv/plast.

Forbehandling af emalje og dentin – De fleste nyere dentin-

bindingssystemer foreskriver ætsning med ca. 35% phosphorsyre. Derfor fortages i disse tilfælde ætsning af emalje og dentin i én seance. For de fleste adhæsivers vedkommende opnås en bedre effekt ved at anvende våd teknik, dvs. at der kun skal blæses i meget kort tid efter skyldning.

Fyldning – Pga. komposit plasts relativt kraftige (og med lyspolymerisering meget hurtige) polymerisationskontraktion anbefales lagvis opbygning i skrå lag (9), således at den frie overflade af hvert lag er størst mulig i forhold til den bundne flade (10). Pga. efterpolymerisering bør man vente mindst 10-15 min. (helst et døgn) før man pudser fyldningen. Hvis der optræder en hvid zone i grænseområdet mellem fyldning og tand, kan dette tyde på mikroskopiske brudskader. Det vil da lønne sig at ætse overfladen igen og dernæst at lægge en tyndtflydende resin på for at reparere skaden. Nogle anbefaler at gøre dette rutinemæssigt efter pudsnings af kompositfyldninger (11).

Fluoridafgivelsen fra enkelte kompositter og dentinadhæsiver har næppe nogen særlig klinisk betydning.

Cementering med plastcementer

Flader der skal cementeres, rengøres for føderester, plak, provisorisk cement m.m. Emaljen og dentinen syreætses og behandles med et dentinadhæsiv. For at undgå eller nedbringe omfanget af pulpale symptomer kan anvendes en såkaldt *desensitizer*, fx Gluma (12). De kavitetsvendte flader af metalliske restaureringer skal forinden være sandblæst og evt. yderligere forbehandlet: fortintet, elektrolytisk ætset, oxideret eller silicoatet/silaniseret (2). De kavitetsvendte flader af keramiske restaureringer skal forinden være flussyre-ætsede og silaniserede (er dog ikke effektiv for infiltrationskeramik), og plastindlæg skal være sandblæst og evt. silaniserede.

Dualhærdende plastcementer udrøres ved sammenblanding af lige store mængder af de to komponenter, hvis ikke de forefindes i prædoserede kapsler der rystes lige inden brug. Hurtigt efter udrøringen føres restaureringen på plads med et fast, vibrerende fingertryk og med en relativt stor kraft. Eventuelt kan en træpind anvendes, og for viskøse plastcementer kan der anvendes et særligt ultralydinstrument. Kraften opretholdes i ét minut, overskud fjernes, og restaureringen fikseres indtil afbinding har fundet sted ved belysning fra flere sider. Resterende cementoverskud må fjernes med strips, finkornede diamanter, specielle hårdmetalbor eller lignende.

Risici for behandler og patient

De komponenter i dentale plast der eventuelt kan skabe

Tabel 4. Cytotoksicitet af komponenter i plastmaterialer (30) målt med fibroblaster i kultur.

Komponent	TC ₅₀ µmol/liter
BisGMA	16
UEDMA	14
TEGDMA	100
N,N-dihydroxyethyl-p-toluidin	420
Camphorquinon	270

risiko for patient og/eller tandplejepersonale, er anført i Fig. 3. Disse komponenter kan komme i kontakt med organismens celler via forskellige adgangsveje: den orale mucosa, dentinkanaler/pulpa, fingre/hænder, lunger, mave/tarm evt. øjne.

Virkningerne på celler/organisme af komponenter fra plastmateriale er: 1) cytotoksiske og 2) allergiske/irritative.

Cytotoksiske virkninger

Der er kun grund til at overveje en eventuel virkning på de pulpale celler. Som beskrevet under nedbrydning og potenti-

el biologisk effekt synes der kun at være risiko for skader fra methacrylatmonomerer i tilfælde af en præparering/ekska-vering tæt ved perforation. Koncentrationen af de øvrige komponenter og omdannelsesprodukter (Fig. 3) er så lille at de ikke skønnes at give anledning til pulpale skader.

Allergiske/irritative virkninger

Der foreligger kun få rapporter om patienter der har reageret allergisk på dentale plast (Fig. 4). I disse rapporter er angivet allergiske gener induceret af plastmateriale med indhold af MMA, EGDMA, DEGDMA, TEGDMA, HEMA, BisGMA, BPO, benzoesyre (omdannelsesprodukt fra BPO) samt form-aldehyd.

Reaktionerne hos patienter er oftest type IV immunreak-tioner (kontaktallergi, forsinket overfølsomhed, kontaktal-lergisk eksem) og ses som et mæslingeagtigt udslæt omkring munden og på halsen, ødem af gingiva (13) eller likenoidt udslæt på læben i kontakt med restaureringen (6). Reaktionen indtræffer forsinket (8-24 timer) efter applikation af plastet og varer nogle få dage. Polymeriseret plastmateriale giver ingen reaktion, da udsivningen af monomer ophører relativt hurt-igt. Derfor kan en immunologisk reaktion kun forventes at stå på i de første dage/uger efter fyldning. Normalt kan man afvente remission af symptomerne frem for at udskifte en allergigivende plastfyldning med det samme.

Tandplejepersonalet er langt hyppigere end patienterne ramt af allergiske gener fremkaldt af omgang med plast-materialer. Dette skyldes at personalet, i modsætning til pati-enten, omgås plast i upolymeriseret tilstand.

Undersøgelser har vist at tandplejepersonalet sat i forhold til et befolkningsgennemsnit er ca. tre gange så hyppigt ramt af hudforandringer på hænder og fingre i form af rødme, tørhed og afskallende hud (14). Forandringerne skyldes i langt de fleste tilfælde irritation som følge af hyppig håndvask, omgang med desinfektionsmidler eller irritation fra materia-ler eller medikamenter, herunder plastmaterialer og latex-handsker. Hudforandringerne kan være sæsonbestemte og være af mere eller mindre generende karakter. Værre er de kontaktallergiske reaktioner der ses som blærer, senere ofte væskende sår, stærkt afskallende hud og revner. Tilstanden kan være yderst generende og i enkelte tilfælde indicere skift af arbejde. Der er flere stoffer der kan give erhvervsbetinget, kontaktallergisk håndeksem hos tandplejepersonalet. Er et dentalt plast skadevolderen, er tilstanden oftest karakteri-seret ved sin lokalisation på venstre hånds 1., 2. og 3. finger (Fig. 5). Dette skyldes at man med disse tre fingre holder omkring den ofte fedtede resinflaske når låget skrues af, og at man holder på patientkind og/eller matrice med disse fingre under luftpåblæsning af en resinbefugtet kavitet. Alle (di)



Fig. 4. Patientreaktion over for plastmateriale. Der ses ødem af læben, og udredningen af årsagen pegede på en kontaktallergisk reaktion over for TEGDMA (foto efter tilladelse fra A. Hensten-Pettersen).



Fig. 5. Reaktion på venstre hånds 1., 2. og 3. finger (tre-finger-symptomet) hos en tandlæge med diagnosticeret kontaktallergi over for HEMA og TEGDMA.

methacrylatmonomerer synes at være allergene, og har man først erhvervet reaktion over for ét methacrylat, udløses en reaktion også med et nært beslægtet methacrylat. Det skønnes at de methacrylater der har lav molekylvægt og som er vandopløselige, oftest udløser allergi, da de trænger relativt hurtigt gennem både beskyttelseshandsker og hud. De der hyppigst er allergifremkaldende, er således MMA, HEMA og TEGDMA.

I en undersøgelse blandt danske tandlæger fandtes at 0,7% havde fået diagnosticeret en kontaktallergi over for en eller flere monomerer (14). På baggrund af symptomoplysninger skønnedes omfanget imidlertid at være ca. 2%. Der er rapporteret om enkelte tilfælde af astmatiske symptomer, angiveligt pga. eksponering til plastmaterialer.

Glasionomercement

Sammensætning og afbinding

Glasionomercement til fyldning og cementering består af vandig polysyre der kan være polyacrylsyre eller polymaleinsyre (Fig. 1), og et pulver af syreopløseligt glas (Tabel 1). Glaspulveret er en calcium-aluminium-fluorsilikat, og polysyren indeholder desuden lidt vinsyre. Nogle glasionomercement indeholder sølvpulver, amalgamalloj eller sølv fusioneret til glaspartiklerne. Disse tilsætninger giver ikke nogen væsentlige fordele og omtales derfor ikke nærmere.

Mekanismen ved afbindingen fremgår af Fig. 6. Her ses at glaspartiklernes yderste lag delvis opløses i polysyren, hvorved der frigives Ca- og Al-ioner. Disse udfældes som Ca-

polysyre og Al-polysyre. Det opløste lag på glaspartiklerne består dernæst af det tilbageblevne silikat der med vand danner en silikatgel. Ved processen frigives endvidere fluorid som findes opløst i vandet uden om partiklerne. Afbindingsprocessen er følsom over for udtørring, hvilket skyldes at vand indgår i processen. Udtørring under afbindingen resulterer i en svag og porøs overflade. Vandkontakt under afbindingen har en lignende effekt; man bør derfor beskytte overfladen under afbindingen med et beskyttelsesmiddel, fx en resin.

Glasionomercement forhandles i tre typer afhængig af anvendelsesformål: type I (cementering), type II (fyldning) og type III (forsegling/bunddækning) og disse adskiller sig fra hinanden ved forskelle i konsistens og afbindingstid.

Fyldningsmaterialers egenskaber

Egenskaberne fremgår af Tabel 2, og materialerne har følgende fordele og ulemper.

Fordele

Binding til emalje/dentin samt efterfølgende vandoptagelse mindsker/eliminere spaltedannelse som følge af afbindingskontraktion. Konsekvenserne af kariogen aktivitet bliver reduceret pga. fluoridafgivelsen. Den termiske ekspansionskoefficient er af samme størrelse som koefficienten for tandsubstans. Det betyder at temperatursvingninger kun i uvæsentlig grad påvirker kanttilslutningen.

Ulemper

Materialet er for svagt til at modstå tyggebelastning (Fig. 7 og 8), og det æstetiske indtryk er ikke optimalt pga. materialets lidt for store opacitet. Desuden forekommer der spaltedannelser (Fig. 9) som følge af afbindingskontraktion.

Cementeringsmaterialers egenskaber

Fordele

Glasionomercement er mindst lige så anvendeligt som fosfatcement til cementering. Dette ses af trykstyrken og bindingsevnen til emalje/dentin. Med stigende trykstyrke og stigende bindingsevne til tandvæv stiger retentionen. Endvidere har glasionomercement en større resistens end fosfatcement over for syreangreb, og glasionomercementers fluoridafgivelse antages at mindske risikoen for cariesangreb i kronekantområder.

Ulemper

Der er (især tidligere) rapporteret om alvorlige postoperative symptomer efter cementering af fuldkroner med glasionomercement. Nyere erfaringer tyder imidlertid på at dette problem har været noget overdramatiseret. Også cemente-

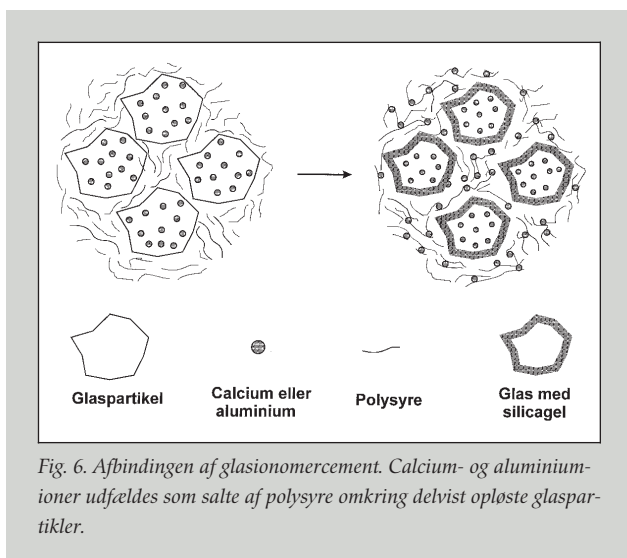


Fig. 6. Afbindingen af glasionomercement. Calcium- og aluminiumioner udfældes som salte af polysyre omkring delvist opløste glaspartikler.

ring med phosphatcement giver varierende grader af postoperative symptomer uden at man har været fokuseret på dette forhold. Kantområder med glasionomercement er ømtålelige for udtørring og vandkontakt og skal under afbindingen dækkes, fx med en resin. Endvidere er materialets mekaniske egenskaber stærkt afhængige af blandingsforholdet mellem pulver og syre. Det er derfor vigtigt at anvende materialet i det anbefalede blandingsforhold.

Nedbrydning og potentiel biologisk effekt

Glasionomercementer opløses langsomt i syre pga. deres indhold af salte og syreopløseligt glas. Herved dannes ioner af Ca, Al, Na, K, F samt silikater og evt. phosphater. Nogle indeholder Sr, Ba eller La der ligeledes kan opløses i syre. I mundhulen forløber processen relativt langsomt, og mængderne af ioner ved denne proces kommer ikke op i nærheden af mængderne i almindelig føde. Aluminiumafgivelsen fra tre forskellige cementer var i det første døgn 0,01-0,04 $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ og faldt siden eksponentielt med tiden (15). Mængderne skal sammenlignes med de 20-40 mg aluminium der findes i en dagsration af almindelig føde (Tabel 3). Undersøgelser af cytotoxicitet af diverse glasionomercementer peger på at en eventuel cytotoxicitet er korreleret til en organisk syre (16). I glasionomercementer er de organiske hovedkomponenter polysyrer og vinsyre.

Glasionomercementer afgiver som nævnt fluorid, særlig i den første tid efter at de er afbundet (17). Materialer angives at

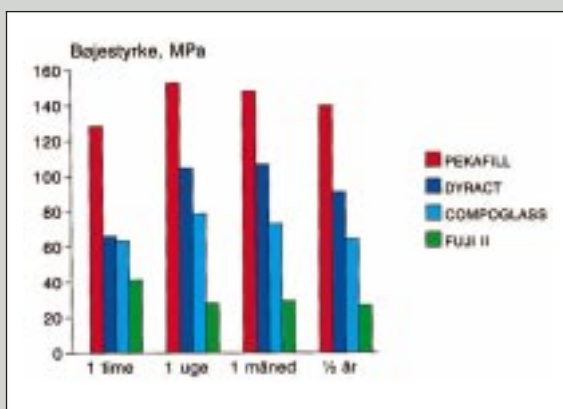


Fig. 7. Bøjestykken for et hybridplast (Pekafill), to komponenter (Dyract og Compoglass) samt en glasionomercement (Fuji II). Med undtagelse af glasionomercementen stiger styrken for materialerne med alderen i den første tid pga. efterpolymerisering, men styrken falder senere pga. vandoptagelse.

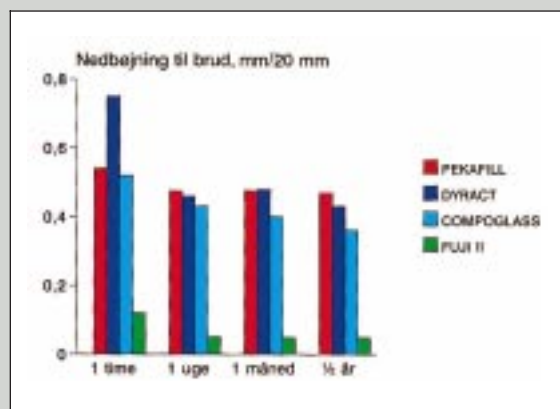


Fig. 8. Nedbøjning under trepunktsbøjning ved brud af prøvelegemer (20 mm lange) af de samme typer materialer som nævnt i Fig. 7. Lave værdier betyder sprødhed, og det ses at glasionomercement (Fuji II) har stor sprødhed, og at denne tiltager med alderen.

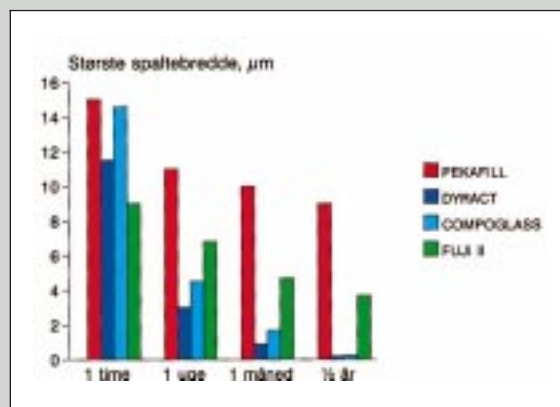


Fig. 9. Største spaltebredde mellem kavitetens væg og fyldning i cylindriske kaviteter (3,5 mm i diameter) som funktion af vandlagringstiden. Det ses at hybridplast (Pekafill) har større tendens til spalte-dannelse end de øvrige to materiale typer. Med tiden mindskes spaltebredden som følge af vandoptagelse. Komponenter (Dyract og Compoglass) har en større vandoptagelse end hybridplast. Det ses at fyldningerne med komponenterne var spaltefri i løbet af 1/2 år.

kunne »lades op igen« med fluorid ved kontakt med relativt høje koncentrationer af fluorid (18). I surt miljø øges F-afgivelsen (18) samtidig med en forøgelse af opløsningen af glasionomercementen. Jo hurtigere opløsning, og dermed nedbrydning af fyldningen, des større bliver afgivelsen af fluorid. Fluoridafgivelsen synes at øge resistensen af tilgrænsende tandsubstans mod opløsning i surt kariogent miljø (19).

Der er imidlertid rejst tvivl om hvorvidt effekten på længere sigt er af væsentlig klinisk betydning (20).

Klinisk anvendelse

Fyldning

Indikationsområde – Glasionomercement kan anvendes til fyldning af kl. III og V kaviteter, og desuden som langtidsprovisorium i kl. I og II kaviteter i det primære tandsæt. Glasionomercement finder endvidere anvendelse til fyldning efter tunnelpræparation, til fissurforsøgning, til erstatning af dentin under komposit plast (sandwich-teknik) samt til restaureringer i svært tilgængelige områder. De konventionelle glasionomercement har relativt beskedne mekaniske egenskaber og bør ikke benyttes hvor der er antagonistkontakt.

Klinisk håndtering – Præparation følger samme retningslinier som til plast. Dog kan der i nogle tilfælde være behov for let underskæring af retentionsmæssige årsager. Konventionelt foretages bunddækning med en Ca(OH)₂-cement, men dette kan ofte udelades. Mange anbefaler at kaviteten forbehandles med en polyacrylsyreopløsning («conditioner») for at opnå optimal binding (21). Isolering af kaviteten er vigtig for at undgå kontaminering med gingivalvæske, saliva og blod. Materialet bør anvendes hurtigt efter sammenblanding, og det er vigtigt at dække den nylagte fyldning med en tæt resinfilm e.l. for at hindre såvel udtørring som fugtigheds-kontaminering i den første kritiske afbindingsfase.

Kombinationsfyldning (sandwich-teknik), der består af et lag glasionomercement under komposit plast, er blevet anbefalet af flere (22). Man har antaget at en sådan fyldning ville give mindre mikrolækage samtidig med at fluoridafgivelsen ville modvirke sekundær caries. Det sidste må først og fremmest gælde ved den åbne sandwich-teknik. Ved den lukkede sandwich-teknik er fluoridafgivelsen nærmest blokeret, men til gengæld er den sårbare glasionomercement beskyttet mod opløsning. Kliniske korttidsstudier har givet varierende resultater (23), og langtidsstudier er ikke publiceret endnu. Imidlertid er der allerede nu erfaring nok til at fraråde brug af konventionel glasionomercement til åbne sandwich-restaureringer, mens de lukkede ser ud til at have en lidt bedre prognose.

Cementering

Glasionomerbaserede materialer kan anvendes til cementering af indlæg, kroner og rodstifter. Deres lavere opløselighed i forhold til fosfatcement burde øge holdbarheden når de anvendes til cementering, men kliniske undersøgelser har endnu ikke afsløret væsentlige forskelle mellem disse to cementer (24).

Glasionomercement anvendes endvidere til bunddækning, opbygning samt til fastholdelse af ortodontisk apparatur.

Risici for behandler og patient

Der er ikke rapporteret om skader på behandler ved brug af konventionelle glasionomercement. De synes således ikke at indeholde nogen allergener. Der er en risiko for skader på øjne ved kontakt med polysyre/vinsyre-opløsningen, men hurtig skylning efter et uheld burde fjerne risikoen for skader. Det samme gælder for syrepåvirkning af slimhinden. Som nævnt har der tidligere været rapporter om eftersmerter i forbindelse med cementering af glasionomercement. Disse påstande må nu tilbagevises. I undersøgelser er det vist at postcementeringssmerter er mere udtalte ved fosfatcement end ved glasionomercement og at langtidsundersøgelser ikke kan påvise forskelle på disse to cements kliniske egenskaber (25).

Resinmodificerede glasionomercement

Sammensætning, afbinding og egenskaber

Som det fremgår af Tabel 1 består materialerne af konventionel glasionomercement blandet med plastmonomerer og initiatorer/ko-initiatorer. Monomererne skal if. sagens natur være vandopløselige monomerer (fx HEMA), men desuden er polysyren i de fleste produkter modificeret ved en kobling til methacrylatenheder. Ved belysning polymeriserer monomererne (HEMA) sammen med de methacrylatenheder der er koblet til polysyren (Fig. 1). Nogle af cementerne er dualhærdende, dvs. afbinder både efter sammenblanding og lyspåvirkning. Der dannes et polymert netværk, og dernæst følger hærdningen af glasionomercementdelen (sml. Fig. 6) som udgør hovedparten af materialet.

Fordele

Sammenlignet med konventionelle glasionomercement har materialerne bedre styrkeegenskaber, kortere afbindingstid, længere arbejdstid, mindre følsomhed over for vand/udtørring, mindre opløselighed i vand/syrer, bedre æstetiske egenskaber samt større bindingsstyrke til forbeholdt tandvæv (Tabel 2). Desuden afgives fluorid, især i den første tid efter afbinding.

Ulemper

Sammenlignet med plastmaterialer har materialerne lavere styrkeegenskaber, ringere æstetiske egenskaber, nogen følsomhed over for vand/udtørring, større opløselighed i vand/

syre (18) samt en (for visse anvendelser) for stor hygroskopisk ekspansion. De resinmodificerede glasionomercement har i modsætning til konventionelle glasionomercement en større termisk ekspansionskoefficient end tandvævet. Desuden har de der ikke er dualhærdende, en begrænset polymerisationsdybde, ca. 2 mm.

Nedbrydning og potentiel biologisk effekt

Som nævnt nedbrydes de resinmodificerede glasionomercement ikke så hurtigt som konventionelle glasionomercement. De produkter der afgives fra materialet, er af samme natur som dem der afgives fra dels plastmaterialer, dels glasionomercement. De potentielle biologiske effekter heraf er dermed af samme natur som nævnt under beskrivelsen af disse materialer.

Klinisk anvendelse

Fyldning

Materialerne synes at have overtaget en stor del af indikationsområdet fra de konventionelle glasionomercement, se herunder. Der er dog risici ved den relativt store hygroskopiske ekspansion. Til tunnelrestaureringer kan de kun anbefales i de yderste områder mod approximalrummet. Generelt bør man for en sikkerheds skyld udforme restaureringer således at en vis ekspansion kan tillades uden at skader opstår, fx ved at skabe kavitetvægge med en vis divergens mod den frie overflade og ved ikke at lade forholdet mellem bundet og fri overflade være for stort.

Nyere data tyder på at de resinmodificerede materialer, ligesom de konventionelle, med fordel kan dækkes af en resinfilm efter indlægningen (26).

Cementering

Resinmodificerede glasionomercement har en lineær hygroskopisk ekspansion på ca. 5% i løbet af to mdr. Dette gør dem sandsynligvis uegnede til cementering af rodkanalstifter (risiko for rodfraktur) samt til keramiske restaureringer og plastindlæg (restaureringsfraktur). De bør derfor kun anvendes til metalliske restaureringer og derfor kun i en dualhærdende formulering.

Materialerne finder også anvendelse til fissurforsøgning og til bunddækning.

Risici for behandler og patient

Da materialerne består af plastmateriale i glasionomercement gælder de samme forhold vedr. risici som beskrevet ovenfor under hvert af disse materialer. Der er således en risiko for udvikling af allergiske reaktioner induceret af plastkomponenterne.

Kompomerer

Sammensætning, afbinding og egenskaber

Kompomerer er i realiteten kompositte plast hvor monomererne er modificeret med carboxylsyregrupper (Fig. 1), og en stor del af fillerpartiklerne er skiftet ud med syreopløseligt glas af samme type som det der anvendes i glasionomercement. Polymerisationen er således identisk med plastmaterialernes. I et fugtigt miljø vil vand imidlertid trænge ind i materialet, syregrupperne vil dissociere og glasset angribes. Derved frigøres calcium-, aluminium- og fluorioner, og man får en reaktion som den der finder sted ved hærdning af konventionel glasionomercement (Fig. 6). Reaktionen er imidlertid så langsomt forløbende at den nok ikke har nogen reel klinisk betydning, ud over at vandoptaget skaber ekspansion. Fluoridafgivelsen er så beskedent at der er udtrykt tvivl om hvorvidt den har klinisk effekt.

Kompomerer bør ligesom andre plastmaterialer anvendes på forbehandlet tandvæv, hvilket almindeligvis omfatter syreætsning af emalje/dentin fulgt af adhæsivapplikation.

Fordele

De fordele der er opført under plastmaterialer (Tabel 2) gælder ligeledes for kompomerer. Dog er den hygroskopiske ekspansion større og stivheden mindre. Disse forhold vil i større grad end for plastfyldningsmaterialer mindske/ophæve spalteforekomsten (Fig. 9). Flere fremhæver fordelene af anvendelsen af kompomerer er ukompliceret.

Ulemper

Som ved plast vil afbindingskontraktionen og kontraktion under afkøling kunne medføre spaltedannelse. Den elastiske hysteresse skaber ligeledes tendens til spaltedannelse. Kompomerer har i sammenligning med hybridplast ringere mekaniske egenskaber (Fig. 7) og mindre slidresistens.

Nedbrydning og potentiel biologisk effekt

Materialerne er stadig så nye at der ikke er foretaget detaljerede målinger over nedbrydning. Da materialerne kan klassificeres som plastmaterialer, må det antages at de samme mekanismer og mulige effekter finder sted som beskrevet under disse.

Klinisk anvendelse

Fyldning

Indikationsområde – Som konventionelle glasionomercement, se dog nedenfor.

Disse materialer er så nye at man ikke har kliniske langtidsdata at holde sig til. Generelt har de egenskaber som komposit

plast, især af typen mikrofilplast, men vandoptagelsen ændrer med tiden materialets egenskaber, og det er vanskeligt på nuværende tidspunkt at bedømme følgerne. Vandoptaget giver ligeledes en hygroskopisk ekspansion der i nogle situationer kan tænkes at være uhensigtsmæssig stor. Derfor er det også vanskeligt at anbefale et præcist indikationsområde, selvom enkelte korttidserfaringer viser rimeligt gode resultater for kl. V restaureringer, og ligeledes for kl. I og II fyldninger i det primære tandsæt (27).

Cementering

Der er udviklet komponenter til cementering. For ét materiale (Dyract Cem) hævder fabrikanten at fordelen bl.a. er at materialet er selvadhærende til tandvævet pga. indhold af carboxylatgrupper i monomeren samt fosfatgrupper i et adhæsivmolekyle. Der foreligger endnu ikke tilstrækkelige kliniske undersøgelser der kan afgøre om materialet besidder afgørende fordele sammenlignet med de almindelige plastcementer.

Risici for behandler og patient

Da materialerne må klassificeres som plastmaterialer, gælder de samme forhold vedr. risiko som beskrevet ovenfor under disse materialer. Der er således en risiko for udvikling af allergiske reaktioner induceret af plastkomponenterne.

English summary

Resin- and ionomer-based filling and luting materials

Composition, characteristics and use of resin composites, glass ionomers, resin ionomers and compomers change frequently. Resin composite is now used in every type of cavity, and resin cement replaces phosphate cement for many purposes. Due to the fluoride release, compomers and ionomers are sold as a replacement for the resin composites and cements. The long-term beneficial effect of this fluoride release still has to be established, as well as whether the mechanical properties of compomers are sufficient to withstand long-term use. Resin-induced allergy among the dental staff advocates for sufficient occupational hygiene.

Litteratur

1. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 97-116.
2. Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC. Retentionscementer. Odontologisk Boghandels forlag; 1997.
3. Sorensen JA. Factors affecting contraction gap formation during cementation of ceramic inlays in dentin cavities (PhD-thesis). Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Københavns Universitet; 1996.
4. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 441-52.
5. Hanks CT, Wataha JC, Parsell RR, Strawn SE, Fat JC. Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. *J Oral Rehab* 1994; 21: 475-87.
6. Øysæd H, Ruyter IE, Sjøvik Kleven IJ. Release of formaldehyde from dental composites. *J Dent Res* 1988; 67: 1289-94.
7. Freund M, Munksgaard EC. Enzymatic degradation of BISGMA/TEGDMA-polymers causing decreased microhardness and greater wear in vitro. *Scand J Dent Res* 1990; 98: 351-5.
8. Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, et al. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environ Health Perspect* 1996; 104: 298-305.
9. Lutz F. State of the art of tooth-colored restoratives. *Oper Dent* 1996; 21: 237-48.
10. Feilzer AJ, DeGee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 297-300.
11. Qvist V. Plastfyldninger. Spalter-bakterier-pulpa (disp.). *Tandlægebladet* 1991; 95: 691-717.
12. Schüpbach P, Lutz F, Finger WJ. Closing of dentinal tubules by Gluma desensitizer. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 414-21.
13. Munksgaard EC, Knudsen BB. Allergiske og irritative reaktioner på plastmaterialer. I: Hjorting-Hansen E, red. *Odontologi '98*, København: Munksgaard; 1998.
14. Munksgaard EC, Hansen EK, Engen T, Holm U. Self-reported occupational dermatological reactions among Danish dentists. *Eur J Oral Sci* 1996; 104: 396-402.
15. Nakajima H, Komatsu H, Okabe T. Aluminum ions in analysis of released fluoride from glass ionomers. *J Dent* 1997; 25: 137-44.
16. Oliva A, Della Ragione F, Salerno A, Riccio V, Tartaro G, Cozzolino A, et al. Biocompatibility studies on glass ionomer cements by primary cultures of human osteoblasts. *Biomaterials* 1996; 17: 1351-6.
17. Forss H, Näse L, Seppä L. Fluoride concentration, mutans streptococci and Lactobacilli in plaque from old glass ionomer fillings. *Caries Res* 1995; 29: 50-3.
18. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *J Dent Res* 1993; 72: 1257-62.
19. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Longevity and cariostatic effects of everyday conventional glass-ionomer and amalgam restorations in primary teeth: three-year results. *J Dent Res* 1997; 76: 1387-96.
20. Mjör IA. Glass ionomer cement restorations and secondary caries: a preliminary report. *Quintessence Int* 1996; 27: 171-4.
21. Mount GJ. Glass ionomer cements: Past, present and future. *Oper Dent* 1994; 19: 82-90.
22. Woolford M. Composite resin attached to glass polyalkenoate (ionomer) cement – the laminate technique. *J Dent* 1993; 21: 31-8.
23. van Dijken JWV. A 6-year evaluation of a direct composite resin inlay/onlay system and glass ionomer cement-composite resin sandwich restorations. *Acta Odontol Scand* 1994; 52: 368-76.
24. Jokstad A, Mjör IA. Ten years' clinical evaluation of three luting cements. *J Dent* 1996; 24: 309-15.

25. Kern M, Kleimeier B, Schaller H-G, Strub JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 159-62.
26. Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. The effects of maturity and dehydration shrinkage on resin-modified glass-ionomer restorations. *J Dent Res* 1997; 76: 1495-501.
27. Roeters FJM, Burgersdijk RCW, Frankenmolen FWA. Two-years' clinical evaluation of Class I and II compomer restorations in deciduous molars. *Int Dent J* 1995; 45: 305 (Abstr.112).
28. Øysæd H, Ruyter IE. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986; 65: 1315-8.
29. Underwood EJ. Trace elements in human and animal nutrition. 3rd ed. New York: Academic Press; 1971.
30. Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG. Cytotoxic effects of resin components on cultured mamalian fibroblasts. *J Dent Res* 1991; 70: 1450-5.

Forfattere

E. Christian Munksgaard, docent, dr. odont.

Afdeling for Dentalmaterialer, Odontologisk Institut, Det Sundhedsvidenskabelige Fakultet, Københavns Universitet, København, Danmark

Håkon Nordbø, professor, dr. odont.

Klinikk for propedeutikk, Det odontologiske fakultet, Blindern, Oslo, Norge

Korrespondance:

E. Christian Munksgaard, Afdeling for Dentalmaterialer, Tandlægeskolen, Nørre Allé 20, DK-2200 København N, Danmark