

R. Hickel
W. Dasch
R. Janda
M. Tyas
K. Anusavice

Nieuwe directe restauratiematerialen*

Samenvatting

Trefwoorden:

- Materiaalkunde
- Restauratieve tandheelkunde
- Restauratiematerialen

Uit de FDI-commissie Project 3-95 (Dental Devices), geïnitieerd en goedgekeurd door de FDI-commissie.

*Vertaling van de eerder verschenen publicatie 'New direct restorative materials' van Hickel et al uit de Int Dent J 1998; 48: 3-16. Tekst, afbeelding en tabellen zijn met toestemming overgenomen.

Wereldwijd is er een groeiend bewustzijn omtrent mogelijke schadelijke effecten voor het milieu, het beheersen van vervuiling en de toxische effecten van voedsel, medicijnen en biomaterialen. Amalgaam en zijn mogelijke toxische bijwerkingen (die overigens wetenschappelijk nog niet bewezen zijn) blijven in sommige landen in de media het onderwerp van toenemende controverse. Daarom worden momenteel nieuwe directe restauratiematerialen onderzocht door tandartsen, materiaalkundigen en patiënten die op zoek zijn naar alternatieven voor amalgaam. Sommige nieuwe directe restauratiematerialen zijn qua esthetiek wel een vooruitgang, maar vanuit een kritisch perspectief moeten alle materiaalkenmerken bezien worden, dus ook mechanische eigenschappen, biologische effecten en klinisch gedrag op de lange termijn.

HICKEL R, DASCH W, JANDA R, TYAS M, ANUSAVICE K. Nieuwe directe restauratiematerialen. Ned Tijdschr Tandheelkd 1999; 106: 128-140.

Inleiding

Dit artikel behandelt de voor- en nadelen van directe restauratiematerialen, zoals composieten op kunstharsbasis en enige afgeleiden daarvan, cementen op waterbasis en nieuwe directe vulmaterialen van metaallegeringen. Restauratiematerialen kunnen worden onderverdeeld in tandkleurige en metalen vulmaterialen, directe restauratiematerialen en indirecte materialen zoals voor inlays/onlays (tab. 1). Tandkleurige directe restauratiematerialen kunnen worden onderverdeeld in conventionele, hoogviskeuze en kunstharsgemodificeerde glasionomeren, compomeren en composieten, waaronder middelen voor dentinebonding (tab. 2).

Aangezien er geen officieel erkende definitie is van kunstharsgemodificeerde glasionomeren en compomeren, zijn er ook geen duidelijke beschrijvingen van hun

samenstellingen en hardingsmechanismen. Tabel 2 omvat een voorstel voor een onderscheid tussen de twee groepen, glasionomeren en composieten, met hun verdere subgroepen. Deze classificatie is gebaseerd op het watergehalte en het hardingsmechanisme met of zonder zuur-basereactie; de subgroepen worden onderscheiden door vulstofdeeltjes en matrixsystemen.

Tandheelkundige composieten op kunstharsbasis

Composieten moeten niet beschouwd worden als opzichzelfstaande producten maar als onderdeel van een compleet systeem. De deugdelijkheid en de werkzaamheid van een composiet hangt af van alle samenstellende delen. Het moderne composiet bestaat uit een etsvloeistof, een hechtmiddel voor het tandglazuur, een conditioner en een adhesief voor het dentine, een composiet, een lamp en soms hulpmiddelen zoals lichtdoorlatende proximale wiggen en matrixbandjes, en instrumenten om de restauratie vorm te geven en te polijsten. Voor een optimaal resultaat is het noodzakelijk alle componenten met zorg te gebruiken en nauwkeurig de instructies van de fabrikant op te volgen.

Het onderzoek naar composieten vordert langzaam. Verscheidene auteurs hebben overzichtsartikelen gepubliceerd¹⁴. Het is nog steeds de vraag of er zich belangrijke veranderingen hebben voorgedaan in de chemische samenstelling van composieten, sinds door Bowen composieten op bis-GMA kunstharsbasis werden geïntroduceerd.

Classificatie en samenstelling

De traditionele classificatie van Lutz et al uit 1983⁷ is nog steeds geldig. Hierin worden composieten onderverdeeld in conventionele, microfilled en hybride composieten, op basis van het type en de grootte van de vulstofdeeltjes. Er zijn wel pogingen ondernomen

Tabel 1. Restauratiematerialen.

Materialen	Directe vulmaterialen	Indirecte vulmaterialen
Tandkleurig	Microgevuld composiet Hybride composiet Polyzuurgemodificeerd composiet/compomeer Compomeer Kunstharsgemodificeerde glasionomeren Conventionele glasionomeercementen Hoogviskeuze glasionomeren Ormoceren*	Composiet Ceromeer poly(meer)glas ceramics glas-ceramics opgebakken porceleinkroon
Metaalkleurig	Amalgaam Met metaal versterkte glasionomeercementen/cermet Galliumlegering Cohesief metaal/legering*	Goud en goudlegeringen Laag-medium goud gegoten legering Niet-edele legering Palladiumlegering Titanium

* niet in de handel verkrijgbaar

om nieuwe classificaties te maken¹, maar deze waren voor veel tandartsen te complex. Een aangepaste versie van de classificatie van Lutz geeft een uitstekende weergave van de huidige stand van zaken op het gebied van composieten (afb. 1).

Hoewel sommige conventionele composieten nog steeds gebruikt worden, zijn ze niet meer van deze tijd en zijn ze uit het classificatieoverzicht verwijderd. De laatste tien jaar zijn de materiaalkundigen het erover eens dat de gemiddelde grootte van de deeltjes van de anorganische vulstof onder de 1 tot 3 μm moet liggen voor goede polijstbaarheid en slijtagebestendigheid. Aangezien alle moderne composieten aan deze voorwaarde voldoen, is de grootte van de deeltjes in de anorganische vulstof geen echt discussiepunt meer. De eigenschappen van de huidige composieten worden voornamelijk beïnvloed door het type anorganische vulstoffen en daarom is de herziene classificatie hierop gebaseerd.

Vijf anorganische vulstoffen zijn van belang met betrekking tot de hedendaagse composieten⁴⁵:

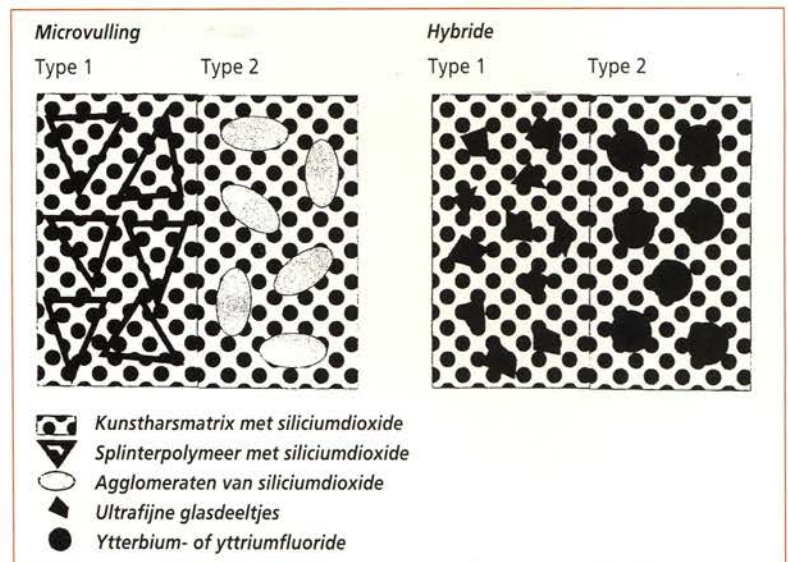
- siliciumdioxide, met een gemiddelde grootte van de deeltjes tussen de 0,002 en 0,04 μm ;
- barium- of strontium-silicaatglas;
- kwarts;
- zirconium-dioxideglas;
- yttrium- of ytterbiumtrifluoride.

De deeltjesgrootte van de laatste vier typen vulstof zijn tussen de 0,7 en 1,5 μm . Andere typen vulstoffen zoals siliciumnitride (Si_3N_4) zijn getest en bleken op verschillende punten ongeschikt te zijn, vooral qua vermoeiingsgedrag, slijtagebestendigheid en esthetiek¹¹.

Producten die alleen siliciumdioxide bevatten worden microfilled of ook wel microfijne composieten genoemd. Microfilled composieten worden onderverdeeld in materialen van het type I en type II. Materialen van het type I bevatten siliciumdioxide in zowel de kunstharmsmatrix als in versplinterde voorgepolymeriseerde brokstukken. Materialen van het type II bevatten microfijn siliciumdioxide en ook grotere agglomeraten, maar geen organische vulstoffen in de kunstharmsmatrix.

Producten die verschillende typen anorganische vulstoffen bevatten worden hybride composieten genoemd. De hybride composieten worden ook onderverdeeld in materialen van het type I en type II. Materialen van het type I bevatten een mengeling van siliciumdioxide (tot 15 gew.%) en microscopisch fijn glas (barium-, strontium-silicaat- of zirconium-dioxideglas, tot 80 gew.%) of fijngemalen kwarts (tot 60 gew.%). Materialen van het type II bevatten een mengeling van siliciumdioxide (tot 40 gew.%) en van yttrium- of ytterbiumtrifluoride (tot 40 gew.%), maar geen microscopisch fijn glas.

Op het eerste gezicht lijkt de samenstelling van composieten vrij eenvoudig, aangezien zij hoofdzakelijk bestaan uit monomeren, vulstoffen (anorganisch of organisch), initiatoren, UV-stabilisatoren, stabilisatoren, pigmenten en andere toevoegingen. Er zijn details over de samenstelling van composieten gepubliceerd^{5,8-11}. De anorganische vulstoffen zijn al beschreven in verband met de classificatie. Alle anorganische vulstoffen moeten worden gesilaniseerd met 3-



metacryloyloxypropyl trimethoxysilaan om een goede hechting te verkrijgen tussen de vulstofdeeltjes en de kunstharmsmatrix, en om een hoog vulstofgehalte te bereiken. Het silaniseringsproces maakt de anorganische vulstof ook hydrofoob. Bij de organische vulstoffen vormen de splinterpolymeren een onderdeel van de microfilled composieten van het type I. Deze splinterpolymeren worden gemaakt door dimethacrylaat monomeren met een hoog moleculair gewicht te polymeriseren en fijn te malen tot splinters met deeltjes tussen de 2 en 100 μm groot. Om de splinterpolymeren te verstevigen worden ze ook vaak gevuld met gesilaniseerd siliciumdioxide.

De monomeren die gebruikt worden in composieten zijn de laatste 20 jaar niet veel veranderd en behoren nog steeds tot de klasse van de zogenaamde dimethacrylaten met een hoog moleculair gewicht. Twee hiervan staan bekend onder de naam bisfenolglycidylmethacrylaat (bis-GMA) en urethaandimethacrylaat (UDMA). Deze monomeren hebben zeer goede fysische en chemische eigenschappen, een zeer goede levensduur in de mondholte, een lage polymerisatiekrimp (ongeveer 5 tot 6 vol.%) en aanvaardbare biocompatibiliteit. Men heeft wel geprobeerd om bromideatomen te gebruiken als componenten van de bis-GMA-molecuul om radio-opaciteit te verkrijgen. Ook zijn fluoratomen overwogen als een component van de molecuul. Geen van deze twee pogingen zijn echter geslaagd. Het is een van de grootste uitdagingen binnen het onderzoek

Afb. 1. Classificatie van composieten

Tabel 2. Voorgestelde indeling van glasionomeercementen en composieten.

- Glasionomeercementen (waterhoudend)**
 Conventionele glasionomeercementen
 Met metaal versterkte glasionomeercementen/cermet
 Hoogviskeuze glasionomeren
 Hybride ionomeren/kunstharmsgemodificeerde ionomeren
- Composieten (zonder water)**
 Conventionele composieten
 Microgevulde composieten
 Hybride composieten
 Compomeren/polyzuurgemodificeerd composiet

naar composieten om monomeren te ontwikkelen die niet krimpen of uitzetten¹². Sommige experimentele systemen bereiken een expansie van 0,3 tot 0,8% in plaats van krimp¹³. Deze systemen zijn echter nog lang niet vrij in de handel verkrijgbaar.

Een andere veelgebruikte dimethacrylaatverbinding is het triethyleenglycoldimethacrylaat TEGDMA dat een lage viscositeit heeft. Het wordt gebruikt om viskeuze kunstharsen te verdunnen en om de viscositeit van het composietenmateriaal te bepalen. Deze zogenaamde 'co-monomeren' worden toegevoegd (tot 10% van het gewicht) om een vloeibare kunsthars te produceren die een maximum aan anorganische vulstofdeeltjes kan bevatten en toch hanteerbaar blijft.

Er worden verschillende initiatoren gebruikt voor autopolymeriserende en lichthardende materialen. De chemische samenstelling van deze initiatoren is de laatste decennia niet veranderd. Autopolymeriserende kunstharsen bevatten een combinatie van tertiaire aromatische amines (de basispasta) en dibenzoylperoxide (de katalysatorpasta). Waar het lichthardende kunsthars betreft, lijkt camphoroquiron nog steeds de beste oplossing vanwege de hoge absorptie bij circa 470 nm. Andere typen fotoinitiatoren, zoals afgeleiden van fosfineoxides, worden ook gebruikt in ontwikkelingsonderzoek.

UV-stabilisatoren verminderen het risico op het verkleuren van de composieten wanneer ze worden blootgesteld aan sterk UV-licht, wat het geval kan zijn in hoge berggebieden, in een solarium of 's zomers bij helder daglicht¹⁴. De stabilisatoren garanderen ook een lange houdbaarheid van de ongepolymeriseerde composietmaterialen bij opslag. IJzer-, titanium- en aluminiumoxides worden gebruikt voor pigmentatie. Deze pigmenten zijn zonder meer kleurvast en niet toxisch. Nieuwe toevoegingen zoals was lijken de polijstbaarheid te verbeteren en het slijtgedrag van composieten te beïnvloeden.

Materiaaleigenschappen

De materiaaleigenschappen hangen niet alleen af van de samenstelling, maar worden ook in belangrijke mate beïnvloed door het hardingsproces. Alleen optimale hardingscondities leiden tot optimale eigenschappen. Dit is vooral belangrijk voor lichthardende composieten, waar recentelijk een aantal onderzoeken naar gedaan zijn. Deze betreffen invloeden op de mate van polymerisatieconversie en -sterkte, de polymerisatiediepte, de hardheid van het oppervlak en de warmteontwikkeling gedurende polymerisatie^{11,15-20}. De hybride composieten leveren een aanzienlijk grotere sterkte op dan de microfilled composieten (tab. 3).

Dit versterkende effect wordt voornamelijk in verband gebracht met de verschillende typen anorganische vulstoffen en het hogere gehalte anorganische vulstofdeeltjes dat in de hybride materialen gebruikt wordt. Omdat de anorganische vulstoffen van hybride composieten bestaan uit radiopaak glas (zoals barium- of strontiumsilicaat) of yttrium- of ytterbiumtrifluoride, zijn deze kunstharsen over het algemeen voldoende

de radiopaak. Onderzoek heeft aangetoond dat de radio-opaciteit tussen de 2,0 en 11,2 mm ligt, hetzelfde als die van aluminium. In testsituaties geldt aluminium van 2 mm als de standaard voor de radio-opaciteit van tandglazuur²¹. Vanwege hun grotere sterkte en radio-opaciteit verdienen hybride composieten de voorkeur voor restauraties achterin de mondholte. Moderne hybriden die ultrafijne anorganische vulstofdeeltjes bevatten met een gemiddelde diameter van ongeveer 0,7 μm , zijn veel slijtagebestendiger dan conventionele of microfilled composieten²²⁻²⁵. Evaluaties van de werkzaamheid van oppervlakte-impregnerende sealants wijzen op een langzamere slijtage²⁶.

In vitro onderzoek heeft aangetoond dat de schuifspanning en de daardoor veroorzaakte slijtage in belangrijke mate veranderen wanneer de afstand tussen de antagonisten wordt verkleind van 10 tot 3 μm ²⁷. Het is belangrijk om een goed beeld te hebben van de slijtage van grote restauraties achterin de mondholte. De ultrafijne deeltjes van de moderne hybride composieten verbeteren de polijstbaarheid van deze materialen. De meningen zijn verdeeld over het belang van de fluorideafgifte door composieten. Een onderzoek heeft aangetoond dat fluorideafgeevende composieten de demineralisering van tandglazuur in belangrijke mate verminderen ten opzichte van niet-fluorideafgeevende exemplaren²⁸. De polymerisatiekrimp van alle composieten op kunstharsbasis is ongeveer 3% per volume.

Biocompatibiliteit

Vandaag de dag zijn de toxicologische aspecten van restauratiematerialen van steeds groter belang. Dit valt echter buiten het bereik van dit artikel. De meeste onderzoeken geven aan dat moderne composieten toxicologisch aanvaardbaar zijn volgens internationale richtlijnen. Het toxische risico van deze materialen is vrij laag. Mogelijke allergische reacties zijn een grotere bron van zorg.

Traditioneel glasionomeercement (op waterbasis)

Glasionomeercementen zijn voortgekomen uit fundamenteel onderzoek naar zink-polycarboxylaatcement dat vroeg in de jaren zestig plaatsvond aan het Laboratory of the Government Chemist (LGC) in Londen⁴⁴. Het eerste vrij in de handel verkrijgbare glasionomeercement was ASPA van DeTrey in 1975, dat bestond uit een hoogfluoridehoudend glaspoeder en een copolymeer van acrylzuur en itacon (methylbarnesteen)-zuur. Dit bleek onbepaald stabiel in een wateroplossing van 50%.

Chemische samenstelling

De klassieke glasionomeren bevatten de volgende hoofdc componenten:

- anorganisch glaspoeder met deeltjes van verschillende grootte die reageren met polyzuur, afhanke-

- lijk van het gebruik;
- een zuur op polyalkenoïdebasis ofwel polyzuur, meestal zuur op polyacrylbasis of copolymeren van acrylzuur en andere mono-meerzuren;
- water;
- wijnsteen zuur om de cementvormende

reactie aan te passen, waardoor de verwerkingstijd verlengd wordt en de hardingsnelheid verkort wordt.

Bij de harding van deze materialen speelt een zuur-base reactie een rol tussen het zuur op polyalkenoïdebasis en de reactieve glazen vulstofdeeltjes die fungeren als base. Water speelt een belangrijke rol bij deze reactie doordat het inwerkt op het polyzuur en het waterstof-ion van de zure carboxylzijketens losmaakt, wat ze ontvankelijker maakt voor een reactie met het glas. De zuuroplossing die hieruit ontstaat veroorzaakt een gedeeltelijk oplossen van de glasdeeltjes, waardoor talrijke ionen vrijkomen waarvan sommige complexeren met het polyzuur, wat gelatie (verstijving) tot gevolg heeft. Bij dit proces komen fluoride en andere ionen uit het glas vrij. Men kan de hanteerbaarheid en de fysische eigenschappen van glasionomeercementen beïnvloeden door verscheidene andere componenten toe te voegen, zoals wijnsteen zuur dat zowel aan het poeder als aan de vloeistof toegevoegd kan worden.

Fysische eigenschappen

Restauratiematerialen die gemaakt zijn van glasionomeercement hebben veel eigenschappen die overeenkomen met natuurlijke tanden. Wel is glasionomeercement over het algemeen zwakker. De thermische uitzettingscoëfficiënt komt vrijwel overeen met die van dentine, hetgeen wellicht bijdraagt aan het feit dat de randafsluiting van glasionomeercementrestauraties goed is. Het belangrijkste nadeel van glasionomeercementen ligt in hun mechanische eigenschappen; ze zijn veel zwakker dan andere restauratiematerialen (tab. 2). Door hun lage spannings- en breukweerstand blijft het gebruik beperkt tot situaties waarin ze weinig belast worden. Een recente ontwikkeling is glasionomeercement met een hoge poeder/vloeistofratio voor restauraties in het molaargebied van het melkgebit. Deze traditionele glasionomeercementen (Shofu HiDense, GC FujiX en Espe Ketac Molar) geven een aanzienlijk betere compressiesterkte en breukweerstand. Er zijn echter klinische onderzoeken nodig om de doeltreffendheid van deze materialen aan te tonen.

Biocompatibiliteit

Er is gebleken dat nieuw glasionomeercement licht cytotoxisch is, maar dat dit effect mettertijd afneemt⁴⁵.

Tabel 3. Enkele materiaaleigenschappen van compomeren en composieten.

Eigenschappen	Compomeren	Composieten	
		Microgevuld	Hybride
Buigsterkte Mpa	90-120	40- 70	100-140
Compressiesterkte Mpa	200-300	400-500	350-450
Elasticiteitsmodulus GPa	5-9	2,4-3,5	8-20
Polymerisatiekrimp vol. %	3	3	1,5-3
Radio-opaciteit	zeer goed	geen	zeer goed
Polijstbaarheid	voldoende	zeer goed	goed
Slijtage vergeleken met amalgaam	meer	meer	minder/meer

De algehele biocompatibiliteit van deze materialen wordt toegeschreven aan de zwakke aard van het zuur op polyacrylbasis. De reactie van de pulpa is mild, dat wil zeggen vergelijkbaar met die van zink-polycarboxylaatecement. Histologische onderzoeken tonen ook aan dat ontstekingsinfiltraat in de pulpa ofwel minimaal is, ofwel na een maand verdwenen.

Kunstharsgemodificeerd glasionomeercement en polyzuurgemodificeerde kunstharsen

Onderzoeksgroepen uit de gehele wereld hebben voorstellen gedaan om een nieuw hybride materiaal te maken op basis van ionomeer- en polymeerchemie. Tot dusver zijn de meeste pogingen hiertoe uitgegaan van aanpassingen aan het vloeibare gedeelte van glasionomeercement. Veranderingen aan het anorganisch glasgedeelte zijn ook onderzocht, maar deze veranderingen hebben een minimaal effect vergeleken met het effect van veranderingen van de vloeistof.

Chemische samenstelling

Mogelijke veranderingen in de samenstelling van de zogenaamde kunstharsgemodificeerde glasionomeercementen⁴⁶, hybride ionomeren of resinomeren⁴⁷, of polyzuurgemodificeerde kunstharsen zijn de volgende:

- Vervanging van zuur op polyalkenoïdebasis door polymeriseerbaar monomeer/prepolymeer (Gristore/DenMat; Resinomer/Bisco; Ionoseal/Voco);
- Het toevoegen van polymeriseerbaar monomeer/prepolymeer aan zuur op polyalkenoïdebasis (VariGlass/CaulkDentsply; Fuji II LC/GC; Photac-Fil/Espe);
- Polymeriseerbare zuren op polyalkenoïdebasis (Vitremmer/3M);
- Zure monomeren/compomeren (Dyract/Dentsply D-Trey; Compoglass Vivadent; Hytac/Espe; Luxat/ DMG).

Er zijn dus meerdere mogelijkheden voor verharding van systemen met kunstharsgemodificeerde glasionomeercement. In de traditionele glasionomeercementen reageert het polyzuur in de aanwezigheid van water met de glasdeeltjes, vormt zo een gelmatrix en koppelt de vloeibare en de poederdeeltjes aan elkaar. Door polymeriseerbare groepen tot een geheel te verenigen met de vloeibare component worden er twee afzonderlijke en verschillende reacties mogelijk. Een typisch hydrofiel monomeer zoals 2-hydroxyethylmethacrylaat is een polymeriseerbare verbinding met

vrije radicalen; door hier lichtinitiatoren aan toe te voegen kan het product zo worden samengesteld dat het uithardt bij licht. Zodoende ontstaat de mogelijkheid van een dual-curesysteem. Dual-cure staat in dergelijke systemen voor de verharding door vrije radicalen, meestal ingezet door licht en voor de ionomeer zuur/base-autopolymerisatiereactie. Bij een andere benadering gaat het om de introductie van een tweedelig autopolymerisatiemechanisme met vrije radicalen in het product, waardoor een driefasenverharding ontstaat.

Materiaaleigenschappen

Omdat hybride ionomeren en polyzuurgemodificeerde kunstharsen gebruikmaken van vrij radicaal-polymerisatie van monomeren en/of prepolymeren, zijn de mechanische eigenschappen van deze producten over het algemeen duidelijk beter dan die van traditionele glasionomeercementen (tab. 4). De verstevigende ingrediënten kunnen echter het vermogen van het materiaal beperken om fluoride vrij te geven.

Compomeren (Compo-ionomeren)

Chemische samenstelling

Op voorstel van Krejci (1992) is de samenstelling compomeer bedacht als combinatie van de woorden composiet en glasionomeer⁴⁸. Compomeren vormen een nieuwe categorie vulmaterialen die begin 1994 gepresenteerd werden. Hun eigenschappen zitten tussen die van composiet en glasionomeercement, maar in chemisch opzicht zijn ze meer verwant aan composiet. Uitgebreide literatuuroverzichten zijn gepubliceerd door Janda en Blackwell et al^{36,49}.

Compomeren zijn lichthardende een-componentmaterialen die verpakt worden in compules omdat ze nogal gevoelig zijn voor vocht; dit vergemakkelijkt echter ook het gebruik. Het beoogde doel bij de ontwikkeling van compomeren is de positieve eigenschappen van lichthardend composiet en glasionomeercement te combineren.

Compomeren zijn eenvoudig en veilig toe te passen, hebben goede esthetische eigenschappen, hechten (indirect) aan harde tandweefsels, geven fluoride af, hebben goede fysische en mechanische eigenschappen, hebben een goede radio-opaciteit en een goede biocompatibiliteit en zijn gemakkelijk te bewerken. Hun klinische waarde op lange termijn moet echter nog bewezen worden.

De samenstelling van compomeren lijkt erg op die van composieten. Ze bevatten dezelfde monomeren, lichtinitiatoren, stabilisatoren en pigmenten die voor composieten gebruikt worden. Behalve deze conventionele ingrediënten worden nieuwe dimethacrylaatmonomeren gebruikt, die carboxylgroepen bevatten en een strontium-fluorosilicaatglas, zoals Dyract/Dentsply van DeTrey, met een gemiddelde deeltjes-

grootte van 2,5 µm. Strontium-fluorosilicaatglas werkt radiopaker en kan ook reageren met de carboxylgroepen van het dimethacrylaatmonomeer via een zuurbasereactie die lijkt op die van glasionomeercement. Recente samenstellingen van Dyract bevatten ook andere fluorideverbindingen zoals strontiumdifluoride SrF₂ (5 gew.%).

Bij compomeren is de gang van zaken na priming als volgt:

- plaatsing van het materiaal;
- lichthuitharding met een geschikt lichthardend apparaat;
- opname van water in de mondholtte (tot 3%);
- activering door de carboxylgroepen in het nieuwe dimethacrylaatmonomeer en het begin van een zuurbasereactie met het strontium-fluorosilicaatglas na wateropname gedurende enkele weken of maanden.

Materiaaleigenschappen

De hoeveelheid fluoride die uit compomeren wordt afgegeven is klein vergeleken bij die uit glasionomeercement, maar men stelt wel dat de fluorideopname door het tandglazuur direct naast de compomeerrestauratie bijna even groot is als die naast glasionomeercement. Men stelt ook dat compomeren met primers hechten aan harde tandweefsels. Maar sommige fabrikanten raden aan om een zuur-etstechniek te gebruiken om de compomeer aan het tandglazuur te laten hechten alvorens een speciaal dentine-adhesief te gebruiken voor optimale resultaten. De buigsterkte van compomeren is veel groter dan die van glasionomeren maar minder dan die van composieten (tab. 3). Slijtage en chemische afbraak van compomeren zijn ook significant lager dan van conventionele glasionomeren en vooral van hybride ionomeren, maar de composieten blijven superieur. Hoogviskeuze glasionomeercementen lijken zich net zo te gedragen als compomeren. Bovendien geven compomeren een veel betere randaansluiting te zien dan restauraties met glasionomeren^{37,38}. Nadat de stabiliteit van de kleuren was getest, werd gemeld dat er slechts een kleine neiging tot gelige verkleuringen was, gelijk aan die van composieten³⁹. De esthetische eigenschappen, radio-opaciteit en biocompatibiliteit zijn goed. Al deze resultaten zijn echter gebaseerd op laboratoriumonderzoek en klinische langetermijngegevens zijn nog niet beschikbaar.

Ormoceren

Chemische samenstelling

Ormoceren vormen een nieuwe klasse materialen waarvan de tandheelkundige toepassingen nog steeds in ontwikkeling zijn. In de chemische literatuur zijn deze materialen al lang bekend⁴⁰⁻⁴². De samenstelling ormoecer is een afkorting van 'organically modified

ceramics'; deze verbindingen staan in de literatuur ook bekend als 'ormosils' (organically modified silicates). Hun chemische samenstelling is vergelijkbaar met die van siliconen en organische polymeren.

Nieuwe multifunctionele urethaan- en thioether oligo(meth)acrylaat alkoxy silanen zijn ontwikkeld voor de preparatie van anorganische en organische copolymeercomposieten als tandheelkundige restauratiematerialen^{50,51}. De alkoxy silylgroepen van silaan maken de vorming van een anorganisch Si-O-Si-netwerk mogelijk door middel van hydrolyse- en polycondensatiereacties en de (meth)acrylaatgroepen zijn beschikbaar voor thermisch of fotochemisch ingeleide organische polymerisatie. Om een ondoordringbaarheid voor röntgenstralen te bereiken die hoger is dan die van tandglazuur kan silicium gedeeltelijk worden vervangen door zwaardere elementen zoals zirconium. Het gebruik van speciale glasvulstof geeft een pastaachtig composietmateriaal dat door de tandarts gemakkelijk te gebruiken zou moeten zijn.

Materiaaleigenschappen

Laboratoriumtests op enkele ormocerprototypen wijzen erop dat ormoceren een veel lagere slijtagesnelheid hebben dan composieten⁴³. De gegevens over fysische eigenschappen gepubliceerd door Wolter⁵² zijn veelbelovend (tab. 4).

Biocompatibiliteit

Op dit moment is er geen informatie beschikbaar over de toxiciteit van dit nieuwe type restauratiemateriaal. Wolter et al⁵², die als eersten details over de chemie en de unieke materiaaleigenschappen van ormoceren publiceerden, voorzien geen toxicologische problemen vanwege het gebruik van acrylaten en methacrylaten die verwant zijn aan silaan en vanwege de binding met de anorganische polymeerstructuur die daarvan het gevolg is. Deze veronderstelling is onlangs bevestigd door analytisch onderzoek naar het uitlekgedrag van dimethacrylaatmonomeren van experimentele restauratiematerialen die op ormoceren gebaseerd zijn: dimethacrylaatconcentraties zaten onder de waarnemingsgrens van de gebruikte methode (300 ng/ml).

Legeringen op basis van gallium

Vanwege zijn lage dichtheid (6,0-9,0g/mL) en het lage smeltpunt (29,8°C) heeft Puttkamer in 1928 puur gallium voorgesteld als een legeringselement voor directe tandheelkundige vulmetalen. Smith en Caul⁵⁴ maakten in 1956 legeringen van gallium, koper en tin die voldoende hardden⁵³. Waterstrat en Longton, en Waterstrat toonden aan dat legeringen van gallium en palladium voldoende sterkte en hardingsexpansie opleverden⁵⁵⁻⁵⁶.

Gallium Alloy GF (Tokuriki Honten Co., Tokyo) werd begin 1990 in Japan op de markt gebracht. Een eutectische legering met een smeltpunt van ongeveer 10°C wordt verkregen door het legeren van 65 gew.% Ga, 16 gew.% Sn, 18,95 gew.% In en 0,05 gew.% Ag. Deze vloeistof laat men reageren met sferische deeltjes van 50 gew.% Ag, 25,7 gew.% Sn, 15 gew.% Cu, 9 gew.% Pd, en 0,3 gew.% Zn om zo een Ag-In fase, een Sn-rijke fase, een Ag-Ga fase en een Ga-Cu-Pd fase te vormen die omgeven wordt door voorgeamalgeerde deeltjes⁵⁷. Er is een legering met een lager palladiumgehalte beschikbaar (GFII, Tokuriki, Honten Co.) die 60 gew.% Ag, 25 gew.% Sn, 13 gew.% Cu en 2 gew.% Pd bevat.

Een Australisch product (Galloy[®], Southern Dental Industries, Bayswater, Australia) bestaat uit een vloeibare galliumlegering en sferisch koperlegeringspoeder. De samenstelling van het poeder is 60,1% Ag, 28,05% Sn, 11,8% Cu en 0,05% Pt. De samenstelling van de vloeistof is 62% Ga, 25% In, 13% Sn en 0,05% Bi. Een ander systeem dat op gallium gebaseerd is bestaat uit Lumialloy en GF-vloeistof.

Eigenschappen

De laagste 24-uurs druksterktewaarden van de galliumlegeringen zijn 286 MPa voor Galloy⁵⁸, 286 MPa voor watergekoeld Gallium Alloy GF58 en 348 MPa voor Lumialloy/GF-vloeistof⁵⁹. De tot dusver gerapporteerde laagste éénuurswaarden zijn 88 MPa voor Galloy⁵⁸, 128 MPa voor Gallium Alloy GF⁶⁰ en 150 MPa voor Lumialloy/GF vloeistof⁵⁹. Elk van deze materialen blijft boven de minimumwaarde (50 MPa) die gesteld is in ISO 1559 (Tandheelkundige Amalgaamlegering). De kruipwaarden voor de drie materialen liggen binnen de maximum waarde van 3,0% die is vastgelegd in ISO 1559. Galloy vertoont een kleine maar acceptabele contractie van 0,02% bij het harden. Drie onderzoeken geven hogere expansiewaarden van de harding met GF-legering (respectievelijk 0,67%, 0,51% en 0,39%) dan de ISO-limiet van 0,20% tijdens harding⁵⁸⁻⁶⁰.

Whitworth en Khan hebben randlekkage bestudeerd van galliumlegeringen toegepast als retrograde vulling van de apex⁶¹. Na ultrasone kanaalreiniging en -reparatie en na het vullen met gutta percha werden geprepareerde holtes van de apices gevuld met amalgaam of Gallium Alloy GF en blootgesteld aan methyleenblauwoplossing. Gallium Alloy GF gaf minder lekkage dan amalgaam, ondanks dat de galliumlegering moeilijker te verwerken was dan het amalgaam omdat het aan de tandheelkundige instrumenten hechtte. Recent onderzoek heeft aangetoond dat het

Tabel 4. Fysische eigenschappen van ormoceren⁵².

Buigsterkte (3-punts buigtest)	100-160 MPa
Elasticiteitsmodulus	10-17 GPa
Warmte-uitzettingscoëfficiënt	17-25x 10⁻⁶ K⁻¹
Wateropname	<1,2%
Oplosbaarheid in water	niet waarneembaar
Krimp	1,7-2,5 vol.%

toevoegen van een druppel alcohol halverwege het mengproces het kleven vermindert⁶².

Hosoya et al vonden dat glasionomeren de minste lekkage vertoonden in vergelijking met amalgaam of Gallium Alloy GF⁶³. Er was echter geen significant verschil tussen de lekkage direct naast het amalgaam en de galliumlegering. Hoewel de resultaten van deze twee onderzoeken verschillen, suggereren ze allebei dat Gallium Alloy GF op zijn minst vergelijkbaar is met amalgaam wat betreft de afdichtingseigenschappen.

Kwikvrije legeringen op zilverbasis

Bij het National Institute of Technology (Gaithersburg, Maryland, VS) is onlangs een techniek ontwikkeld die de vorming van twee typen condenseerbare metalen composieten mogelijk maakt⁶⁴. Bij de ene methode wordt zilver koudgelast; een techniek waarbij poeder bij mondtemperatuur van een buitengewoon kneedbaar mengsel wordt gecondenseerd tot een vaste stof. De tweede methode is het verdichten van een mengsel van twee verbindingen, Ag_4Sn (betafase) Ag_3Sn (gammafase), of soortgelijke legeringsdeeltjes die een zilveren coating hebben en die een behandeling hebben ondergaan in een oppervlakteactiverende oplossing. Deze procedure kan intermetallische verbindingen opleveren op de raakvlakken zilver-tin. Het doel is om bruikbaar kwikvrij materiaal te ontwikkelen, dat deeltjes van de primaire verbinding kan binden in een matrix die bewerkbaar is, maar die wel in korte tijd hard wordt bij mondtemperatuur en voldoende breuksterkte heeft. Een mengsel van oppervlaktebehandelde Ag-Sn fasen of soortgelijke legeringsdeeltjes en basisdeeltjes of legeringsdeeltjes kan op mondtemperatuur gecondenseerd worden door de relatief snelle diffusie van zilver en koper in tin en vanwege de koudlassende mogelijkheden van edele metalen.

Koudlassen is afhankelijk van de oppervlakte-energie van de deeltjes, van de vervormbaarheid en van de aanwezigheid van een verontreinigende laag. Deze technologie behelst een electrochemische behandeling van het poeder en een verdikkingstechniek die lijkt op degene die gebruikt wordt voor cohesief goudrestauraties. Tijdens het 'verharden' wordt de hechting van zilveren oppervlakten verbeterd door de op zilver gebaseerde deeltjes eerst onder te dompelen in een oplossing van 10% fluoroboorzuur (HBF_4). De metalen segmenten moeten in deze speciale zuuroplossing bewaard worden voordat ze gebruikt worden om oppervlakteoxides te verwijderen en het koudlassen te verbeteren. Daarom is dit product wellicht techniekgevoeliger dan tandheelkundig amalgaam en zou het wellicht langer duren om het op juiste wijze te condenseren.

Hoewel deze producten onder hoge druk gecondenseerd kunnen worden tot sterktes die vergelijkbaar zijn met die van tandheelkundig amalgaam, is er wel een bijzonder hoge druk nodig. Om een dergelijke druk te bereiken zijn er stoppers met een zeer kleine

diameter nodig, waardoor het condenseren lang zal duren. Wil dit product kunnen concurreren met amalgaam, dan moet de werktijd voor de gecondenseerde restauratie teruggebracht worden tot een tijd die vergelijkbaar is met wat voor huidige tandheelkundige amalgaamproducten vereist is.

Biocompatibiliteit

Hoewel de resultaten van verscheidene onderzoeken aangeven dat de cytotoxiciteit van Gallium Alloy GF hetzelfde is als of minder is dan die van amalgaam^{65,67}, is er nog onvoldoende bekend over de biocompatibiliteit van galliumlegeringen en condenseerbare kwikvrije metalen op zilverbasis. Wataha et al constateerden dat Gallium Alloy GF na 8 uur mild cytotoxisch was⁶⁷. Tytinamalgaam vertoonde daarentegen geen cytotoxiciteit, terwijl Dispersalloy aanvankelijk zwaar cytotoxisch was.

Een aandachtspunt voor Gallium Alloy GF is dat het een versnelde corrosie vertoont wanneer het in contact komt met sferische deeltjes van een hoogkoperamalgaam (43 gew.% Hg en 57 gew.% van een Ag-Cu-Sn-Pd-legering)⁶⁸. De corrosiegevoeligheid van deze galliumlegering wanneer hij in contact komt met andere, meer edele metalen, is momenteel niet bekend.

Klinische resultaten

Op het moment dat dit artikel geschreven werd, waren er zeven klinische onderzoeken bekend over de resultaten van galliumlegeringen⁶⁹⁻⁷⁶. Deze onderzoeken toonden aan dat er significante oppervlakteverruwing en verkleuring optrad reeds drie maanden nadat de legeringen geplaatst waren. Er werden ook randdefecten gerapporteerd. De resultaten van één onderzoek toonden een grotere incidentie van breuken door de hele restauratie heen⁷⁴, van tandbreuken en van postoperatieve gevoeligheid dan bij amalgaamrestauraties. Uit een recent onderzoek bleek dat de oppervlakken van alle 60 klasse I- en klasse V-restauraties met Gallium Alloy GF in de melkkiezen van vier- tot tienjarige kinderen binnen een jaar na plaatsing aanzienlijk achteruit waren gegaan⁷⁵. Er werden geen andere problemen waargenomen. Deze onderzoeken concludeerden dat, ondanks de lage weerstand tegen corrosie, galliumlegeringen toch in aanmerking komen voor jonge patiënten, omdat kinderen en behandelaars minder worden blootgesteld aan kwik en omdat de eenvoudigere behandeling minder tijd kost dan bij composieten op kunstharbasis.

Osborne en Summit evalueerden 30 klasse I galliumrestauraties bij negen patiënten over een periode van twee jaar⁷⁶. Vijftien restauraties werden beschermd tegen het dentinevocht met een onderlaag van bis-GMA kunsthar. De andere vijftien restauraties werden geplaatst tegen een dentine bonding agent (Amalgambond, Parkell Corp., VS). Na twee jaar waren alle restauraties intact, behalve één vanwege een breuk van het

element. Vijfenvertig procent van de restauraties vertoonde verkleuringen en verruwing van het oppervlak. Er werden minimale marginale defecten waargenomen. De gevoeligheid na de behandeling was minimaal en er werd geen significant verschil gevonden tussen restauraties met beschermende bis-GMA of Amalgambond.

Ontwerp van de preparatie

In tegenstelling tot amalgaam en inlays bieden nieuwe directe adhesieve restauraties de mogelijkheid voor nieuwe preparatievormen. Bij restauraties met amalgaam en goud moet niet-ondersteund tandglazuur meestal verwijderd worden en is macromechanische retentie nodig (frictie voor gouden inlays, een onder-snijding voor amalgaam en verdere hulpmiddelen zoals pinnen of groeven). Bij adhesiefrestauraties kan meer tandstructuur behouden blijven en zijn vaak kleinere preparaties mogelijk, die vele klinische voordelen bieden. Daar staat tegenover dat adhesiefrestauraties techniekgevoeliger zijn en meer tijd kosten.

Preparatievormen hangen af van het materiaal dat men gebruikt en van de plaats en de grootte van de laesie. Lutz et al bevelen aan om bij voortanden de randen van het tandglazuur te bevelen voor een betere hechting en een betere randaansluiting⁷⁷, die leidt tot minder spleetvorming en tot betere esthetische resultaten. Voor restauraties met composieten achterin de mond is het niet nodig om klasse III- of IV-preparaties te bevelen.

Met de nieuwste preparatietechnieken, zoals het gebruik van oscillerende vijlen of air abrasion, kunnen kleinere proximale preparaties gemaakt worden, zelfs bij benadering van buccaal of linguaal/palatinaal^{78,79}. Deze minimaal invasieve techniek is interessant, maar er is momenteel nog weinig klinische ervaring mee.

Bij gemengde klasse V-laesies is het voor composietvullingen aan te bevelen om de randen van het tandglazuur te bevelen en te etsen. Bij compomeren is deze techniek eveneens mogelijk, maar toepassing zonder bevel en etsen is ook wel beschreven. De kwaliteit van de randaansluiting is echter beter wanneer de randen geëts zijn met fosforzuur. Abfracties kunnen zonder prepareren gevuld worden; alleen het schoonmaken van het defect is noodzakelijk. Bij oudere patiënten en bij sclerotisch dentine zijn de resultaten van hechting van compomeren en composieten aan dentine slechter dan bij carieus en net geprepareerd dentine, omdat de primers onvoldoende etsen. Daarom wordt in deze gevallen het oppervlakte beslepen; in andere gevallen kan verdere preparatie voor retentie noodzakelijk zijn.

Glasionomeercementen hebben gunstige eigenschappen en geven betere resultaten bij oudere patiënten en sclerotisch dentine, maar ze zijn breekbaarder dan composieten. Dunne randen breken vaak af en daarom wordt een bevel voor glasionomeren niet aangeraden.

Voor kleine proximale cariëslaesies werden in 1984

tunnelpreparaties en glasionomeervullingen aangeraden⁸⁰. Hoewel dit voordelen zou kunnen hebben, zoals kleine preparaties, het behoud van de marginale rand en het proximaal contact, zijn de resultaten van deze techniek nog niet voor 100% succesvol vanwege problemen met het verwerken en vullen.

Klinische resultaten

Conventionele glasionomeren

Er bestaan talrijke artikelen, zowel retrospectieve als prospectieve, over de klinische resultaten van autopolymeriserende glasionomeercementen. Deze zijn elders al gedetailleerd besproken^{81,82}. De meest opvallende eigenschappen van glasionomeercementen zijn een ionische hechting aan het dentine en de afgifte van fluoride. Daarom is het zinnig om te kijken naar de meest recente klinische onderzoeken waarin deze twee eigenschappen beoordeeld zijn.

Het restaureren van cervicale laesies die veroorzaakt zijn door slijtage of erosie is een van de voornaamste indicatiegebieden van glasionomeercement vanwege de voordelen van de hechting in deze situatie. De hechtresultaten van de eerste lichting materialen waren weliswaar over het algemeen onbevredigend, maar latere samenstellingen gaven veel betere resultaten te zien⁸³. Deze verbeterde samenstelling ging hand in hand met een beter begrip van de manier waarop ze verwerkt moesten worden⁸³, zodat een hoge retentie nu een normale zaak is geworden. In een recent onderzoek bleek dat glasionomeercement (Ketac-Fil; Espe GmbH, Duitsland) in 96% van de niet-carieuze cervicale laesies na drie jaar nog aanwezig was, tegen 78% van de restauraties die met kunsthars aan het dentine gehecht waren (Scotchbond Dual Cure; 3M Dental, St. Paul, V.S.)⁸⁴. Dezelfde onderzoeksgroep heeft ook 97% retentie na anderhalf jaar gerapporteerd met een ander glasionomeercement (Fuji Cap II; GC Corp., Japan)⁸⁵. In een derde artikel werd na drie jaar 97% retentie gerapporteerd bij glasionomeercement (Ketac-Fil) en 76% retentie bij restauraties die met kunsthars aan het dentine gehecht waren (Scotchbond 2; 3M Dental, St. Paul, V.S.)⁸⁶. Een vijfjarig onderzoek vond geen significant verschil tussen de levensduur van restauraties met SC-glasionomeercement (Fuji II; GC Corp., Japan) en kunstharscomposiet (Silux; 3M Dental) die gebruikt werden om carieuze klasse V-laesies te restaureren⁸⁴. Een ander onderzoek naar tunnelrestauraties met glasionomeercement (Ketac Silver; Espe GmbH) rapporteerde significant minder

Tabel 5. Duurzaamheid van 3-vlaks posterior restauraties in de algemene praktijk^{105,108,109} (mediaan).

Materiaal	Duurzaamheid
Met zilver versterkt glasionomeer	2 jaar
Hybridecomposiet op kunstharsbasis	4 jaar
Amalgaam	8 jaar
Gouden inlays/onlays	14 jaar

cariës op het aangrenzende proximale tandoppervlak dan bij gebruik van amalgaam in een conventionele preparatie⁸⁷. Men neemt aan dat glasionomeercement, dat in een laboratoriumsituatie fluoride afgeeft, eigenschappen heeft die cariësvorming tegengaan. Maar er zijn nog maar weinig prospectieve klinische onderzoeken gedaan om deze veronderstelling te testen.

Een recent retrospectief onderzoek waarbij een groot aantal tandartsen in Zweden betrokken was⁸⁸, gaf aan dat bijna de helft van de 412 restauraties met glasionomeercement verwijderd waren na een klinische diagnose van secundaire cariës; er worden echter geen gegevens verstrekt over het type glasionomeercement dat gebruikt werd, over de locaties van de restauratie, noch over de criteria die gehanteerd zijn om de diagnose secundaire cariës te stellen. Dit percentage terugkerende cariës wijkt nogal af van wat in een eerder retrospectief onderzoek werd gevonden⁸⁹.

De mogelijkheid van glasionomeercement om gedermineraliseerd dentine te remineraliseren is recentelijk aangetoond⁹⁰. In een klinisch model werden schijfjes carieus dentine, gevuld met glasionomeercement (Chemfil II; De Trey, Konstanz, Duitsland, of KetacFil), composiet of amalgaam 12 weken lang gedragen in de zadels van partiële gebitsprotheses. Het bleek dat hypermineralisatie optrad in de wanden van de glasionomeercementpreparaties. Aangrenzend aan het composiet en het amalgaam werd uitgebreide verdere demineralisatie gevonden.

Kunstharsgemodificeerde glasionomeercementen

Voorbeelden van kunstharsgemodificeerde glasionomeercementen zijn van Fuji II LC (GC), PhotacFil (Espe) en Vitremer (3M). Klinisch onderzoek met deze producten bevindt zich nog in een vroeg stadium: de langste periode waarover gepubliceerd is bedraagt twee jaar¹¹⁰.

Een vergelijkend éénjarig onderzoek van de bovengenoemde drie kunstharsgemodificeerde glasionomeercementen in niet-carieuze cervicale laesies vermeldde 100% retentie voor alle materialen⁹¹. Een product (Vitremer) gaf een achteruitgang van de kleur te zien en er waren kleine verkleuringen aan de randen te zien bij alledrie de producten. In eenzelfde éénjarig onderzoek van een glasionomeercement (Vitremer) was ook sprake van 100% retentie⁹². Een kunstharsgemodificeerd glasionomeercement (Fuji II LC) in een ander onderzoek vertoonde 100% retentie na anderhalf jaar, en de kleur bleef over deze periode even goed als die van het composiet dat in hetzelfde onderzoek gebruikt werd. De randaansluiting ging echter enigszins achteruit.

In een onderzoek aan melkelementen⁹³, waarin 61 preparaties (klasse I, II, III en IV) gerestaureerd werden met Fuji II LC, meldden de auteurs 90% 'goed'-scores op alle criteria over een jaar, zonder optreden van secundaire cariës. Dit laatste werd ook gevonden in de andere onderzoeken naar kunstharsgemodificeerde glasionomeercementen^{85,91}.

Polyzuurgemodificeerd composietkunsthars en compomeren

Er zijn twee typen polyzuurgemodificeerde composietkunstharsen: twee-componenten- en één-componenthars. Twee-componentenmaterialen zijn Geristore (Dent-Mat, Santa Maria, V.S.) en Variglass (Dentsply, York, V.S.); in de literatuur wordt er echter vaak foutief naar deze twee producten verwezen als glasionomeeren. De één-componentmaterialen hebben van een fabrikant de naam compomeren gekregen, en komen van Dyract (De Trey Dentsply), Compoglass (Ivoclar, Liechtenstein), Luxat (DMG Hamburg) en Hytac (Espe). Omdat deze compomeren nog maar een korte tijd gebruikt worden, zijn er nog weinig klinische gegevens beschikbaar.

Geristore gaf na vijf jaar 71% retentie te zien in cervicale niet-carieuze laesies⁹⁴. Een onderzoek naar Variglass vermeldde 88 tot 100% successcores op de criteria van de United States Public Health Service (USPHS) voor kleurovereenkomst, randaansluiting, verkleuring van de randen, retentie, secundaire cariës en anatomische vorm bij gebruik voor carieuze en niet-carieuze klasse V-restauraties⁹⁵. Een ander driejarig onderzoek naar Variglass in niet-carieuze klasse V-laesies rapporteerde echter 17% verlies⁹⁶. Ook is gemeld dat Variglass enige achteruitgang te zien gaf na twee jaar in klasse III-preparaties; 80% vertoonde enige kleurveranderingen, 12% vertoonde verkleuring van de randen, 10% had openingen langs de randen en 20% vertoonde oppervlakteslijtage⁹⁷. Niet-carieuze cervicale laesies werden gerestaureerd met Variglass nadat het tandglazuur geëtsd was en een adhesief voor het dentine aangebracht. Na een jaar werd op alle USPHS-criteria 100% succes gescoord, behalve op kleurovereenkomst (96%) en randaansluiting (96%)⁹⁸.

Onderzoeken naar de retentie van Dyract in niet-carieuze cervicale preparaties rapporteren verliespercentages van 0 tot 3% na een jaar^{92,99,100}. In twee onderzoeken werden echter randverkleuringen geconstateerd rondom sommige restauraties^{92,99}, wat een teken kan zijn van het loslaten van de hechting. In een recent gepubliceerde klinisch onderzoek werden bij restauraties met Dyract 6 en 15 maanden na plaatsing verkleuringen geconstateerd aan de randen, die waren ontstaan door het uitzetten van het materiaal. De randverkleuringen konden worden weggewerkt door het verder afwerken en verwijderen van overtollig materiaal en twee jaar later werden ze niet meer waargenomen. Een ander onderzoek naar Dyract op basis van criteria van de USPHS gaf successcores aan alle eenjarige restauraties voor kleurovereenkomst en anatomische vorm¹⁰⁰.

Dyract is ook geëvalueerd in gebruik in melkkiezen over een periode van een jaar¹⁰¹. Twee van de 86 restauraties mislukten (een breuk en een geval van secundaire cariës plus een breuk) en de gemiddelde slijtage was 190 µm. De auteurs beschouwden een dergelijke slijtage voor restauraties in het melkgebiet als acceptabel.

Atraumatic Restorative Treatment

De Atraumatic Restorative Treatment (ART)-techniek is ontworpen voor ontwikkelingslanden waar een groot gebrek is aan apparatuur, elektriciteit en tandheelkundig personeel¹⁰². In principe worden handinstrumenten gebruikt voor het verwijderen van cariës en wordt de preparatie gerestaureerd met een met de hand gemengd autopolymeriserend glasionomeercement. In een onderzoek op het platteland van Thailand werden 529 Chemfil restauraties geplaatst, waarvan 268 in de melkdentitie (120 eenvlak en 248 twee- of meervlak) en 261 in de blijvende dentitie (239 eenvlak en 22 twee- of meervlak)¹⁰³. Na een jaar was het percentage klinisch geslaagde restauraties als volgt: eenvlak in melkgebit 79%; twee- of meervlak in melkgebit 55%; eenvlak in permanent gebit 93%; twee- of meervlak in permanent gebit 67%. Het hogere percentage mislukkingen in twee- of meervlaksrestauraties komt waarschijnlijk omdat glasionomeercement bros is en de steun nodig heeft van de tandstructuur om langer intact te blijven. De auteurs suggereren dat het slagingspercentage verbeterd kan worden door betere casusselectie en vochtuitsluiting¹⁰³. Langetermijngegevens van dit onderzoek worden momenteel geanalyseerd.

Composiet

Het meest onderzochte alternatief voor amalgaam is composiet op kunstharsbasis. Meer dan 100 klinische onderzoeken hebben goede resultaten aangetoond voor klasse I- en II-laesies. Vrijwel alle onderzoeken waren gebaseerd op preparaties waarbij de randen in het tandglazuur eindigden. Eerdere onderzoeken met hechtmiddelen voor dentine (dentine bonding agents) gaven minder gunstige resultaten te zien. De jongste generatie dentine bonding agents vertoont in het laboratorium een betere hechting en randaansluiting, maar klinische gegevens en langetermijnresultaten laten nog op zich wachten.

De resultaten van langetermijnonderzoeken met de eerste lichting composieten geven aan dat er in veel gevallen klasse I en II-laesies mee kunnen worden gerestaureerd¹⁰⁴. Er zijn nieuwe mogelijkheden beschikbaar voor preventieve kunstharsrestauraties en preparatietechnieken voor adhesieven; de duurzaamheid van de restauraties kan groter zijn bij kleine preparaties.

Kosten en duurzaamheid van restauraties

Preventie is nog steeds de veiligste en meest rendabele manier om cariës te bestrijden. De veiligheid en doeltreffendheid van tandheelkundige restauratiematerialen moet eerst beoordeeld worden voordat ze op grote schaal toegepast worden. Volgens Mjör zijn er twee hoofdfactoren die de kosteneffectiviteitsverhouding van tandheelkundige restauraties bepalen: de kosten

op het moment van plaatsing (initiële kosten) en de levensduur van de restauraties¹⁰⁵. Een realistische evaluatie van de kosteneffectiviteitsverhouding van restauraties in het blijvende gebit beslaat een periode van 60 jaar.

Directe restauratiematerialen zijn minder kostbaar dan indirecte restauratieve technieken, die normaal gesproken tweestapsprocedures vergen. Christensen heeft een artikel gepubliceerd over de kosten van restauraties achterin de mondholte met amalgaam als uitgangspunt¹⁰⁶. Andere behandelingskosten, bijvoorbeeld voor een drievlaks composietrestauratie achterin de mondholte, worden 2,5 keer zo hoog geschat. Mjör bespreekt verscheidene modellen om de cumulatieve kostenposten te berekenen in de leeftijdsgroepen van 15 tot 75 jaar, gebaseerd op de duurzaamheid van amalgaam en composiet¹⁰⁵. Hieruit kan een twee- tot drievoudig verschil geëxtrapoleerd worden voor amalgaam en composiet, de kosten van een mogelijke endodontische behandeling daargelaten. Een ander overzicht van tandheelkundige kosten in de Verenigde Staten werd gepubliceerd door Wilson¹⁰⁷, die de kosten van verschillende behandelingen inventariseerde naar geografische regio, de plaats van de praktijk en als een percentage van het aantal patiënten met een tandheelkundige verzekering. Een uitgebreid overzicht van duurzaamheidsonderzoeken van restauraties is gepubliceerd door Mjör¹⁰⁵. De gemiddelde levensduur op basis van alle beschikbare gegevens, die realistisch zijn voor drievlaksrestauraties zijn gegeven in tabel 5. Onderzoeken naar het slagen en de duurzaamheid van conventionele glasionomeerrestauraties zijn samengevat door Hickel¹⁰⁹. De duurzaamheid van eenvlaksrestauraties komt in de buurt van die van composietrestauraties; maar conventionele glasionomeren zijn niet geschikt als permanente klasse II-restauratiematerialen. Glasionomeren die met zilver versterkt zijn (cermet) vertonen in klasse II-restauraties een gemiddelde duurzaamheid van ongeveer twee jaar en worden niet aanbevolen voor permanente klasse II-vullingen. De meeste glasionomeerrestauraties mislukken door fracturen.

Langetermijnervaring moet nog uitwijzen of compomeren of hoogviskeuze glasionomeercementen op bredere schaal toegepast kunnen worden in permanente klasse I- of klasse II-gevallen of bij kleine preparaties.

Samenvatting en toekomstige ontwikkelingen

Tandartsen, materiaalkundigen en toxicologen hebben een inventarisatie gemaakt van de eisen waaraan het 'ideale restauratiemateriaal' moet voldoen:

- biocompatibiliteit
- preparatie met zoveel mogelijk behoud van tandmateriaal
- gebruiksgemak (een simpele en betrouwbare techniek)
- snelle en nauwkeurige afwerkingstechnieken zonder destructie van tandweefsel

- slijtagebestendigheid die gelijk is aan die van tandglazuur
- hoge fluorideafgifte
- langdurige hechting aan vitaal tandweefsel
- dimensionele stabiliteit bij occlusale krachten
- stabiliteit op de lange termijn (geen krimp, geen wateropname)
- radio-opaciteit die op zijn minst groter is dan die van tandglazuur
- een goede kleur en transparantie
- een lange bewaartijd

Geen van de momenteel verkrijgbare directe restauratiematerialen die hier beschreven zijn kan aan al deze eisen voldoen. Composietmaterialen op kunstharbasis hebben een hoge kwaliteit, zijn belangrijke vulmaterialen voorin de mondholte en vormen een alternatief voor amalgaam bij kleine restauraties achterin de mond. Compomeren komen tussen composieten en glasionomeercementen in; ze zijn duidelijk minder sterk dan composieten. Glasionomeercementen blijken succesvol te zijn bij beperkte indicaties, zoals klasse V-restauraties en kleinere vullingen in het melkgebit (hoofdzakelijk klasse I). Ormoceren zijn interessante en veelbelovende materialen, maar deze zijn nog niet uitontwikkeld.

Onderzoek naar tandheelkundige materialen in verschillende delen van de wereld richt zich momenteel op composieten die nanodeeltjes bevatten (de zogenaamde nanocomposieten) met nieuw vulmateriaal dat minder of helemaal geen polymerisatiekrimp met zich meebrengt. Op de zoektocht naar het ideale restauratiemateriaal wordt ook gebruikgemaakt van gemodificeerde kunstharsen, zoals cyclische siliconenverbindingen, orthospirocarbonaten en epoxiden. In verschillende landen wordt met overheidssteun onderzoek gedaan door de tandheelkundige industrie in samenwerking met universitaire instellingen. Maar het zal nog vele jaren onderzoek vergen voordat er een materiaal beschikbaar is dat significant beter of ideaal is.

De leeftijdsopbouw van de bevolking in westerse landen is momenteel drastisch aan het veranderen. Dit zal een aantal belangrijke consequenties hebben:

- grotere aantallen ouderen en toenemende behandelingskosten;
- voorlichting over preventie zal steeds belangrijker worden om een goede mondgezondheid voor ouderen te kunnen handhaven;
- parodontale behandeling zal steeds belangrijker worden;
- implantaten zullen steeds belangrijker worden;
- de generatie gezonde en actieve ouderen zal meer esthetische restauraties verlangen.

Hoe zal de tandheekunde op deze ontwikkelingen reageren? Zal dit gevolgen hebben voor de dagelijkse gang van zaken bij de tandarts? Heeft dit gevolgen voor de universitaire opleidingen? Vooral in ontwikkelingslanden is tandheelkundige zorg anders, afhankelijk van de sociale voorzieningen, de toegang tot klinieken, het onderwijs, de voedingsgewoontes, de levensverwachting en de industrialisering. Tandheelkundige firma's bieden nu al restauratiematerialen die eenvoudig te gebruiken zijn voor semipermanente vullingen

en die zelfs gebruikt kunnen worden in gebieden waar geen elektriciteit voorhanden is. Mobiele tandheelkundige klinieken zijn al een bekend beeld in vele afgelegen gebieden. Toekomstige ontwikkelingen zullen zich derhalve richten op gebruiksvriendelijke materialen die onder allerlei omstandigheden restauraties van goede kwaliteit opleveren.

Literatuur

1. WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VANHERLE G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 1993; 24: 641-658.
2. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION/NATIONAL INSTITUTE OF DENTAL RESEARCH. 1991 Symposium on Esthetic Restorative Materials. Chicago: American Dental Association 167 pp. (1993).
3. ROZAIDAH T. Dental Composites: a review. *J Nihon Sch Dent* 1993; 35: 161-170.
4. JANDA R. Amalgam-Alternativen. Teil 1: Materialien für direkte Füllungen. *Der Hess Zahnarzt* 1994; 33: 515-522.
5. JANDA R. Polymere Materialien für adhäsive prophylaktische und restaurative Maßnahmen. *Zahnarzt Welt* 1992; 101: 498-506, 596-600.
6. JANDA R. Internationale Literaturübersicht: Komposite im Seitenzahnbereich. *Phillip J* 1995; 12: 124-125.
7. LUTZ F, PHILLIPS RW, ROULET J-F, IMFELD TH. Komposit - Klassifikation und Wertung. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 1983; 93: 914-929.
8. JANDA R. Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe. *Quintessenz* 1988; 39: 1067-1073, 1243-1253, 1393-1398.
9. JANDA R, NEWESELY H. Zemente, Composites, Adhäsive und Kleber. In: *Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde*, Band 3, S. 393-423. München: Hanser, 1987.
10. KULLMANN W. Zemente, Adhäsive und Komposit-Kunststoffe. In: *Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde*, Band 4, S. 391-468. München: Hanser, 1989.
11. ROULET J-F. Degradation of dental polymers. Basel: Krager, 1987.
12. EICK JD, ROBINSON SJ, BYERLY TJ, CHAPPELOW CC. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 1993; 24: 632-640.
13. EICK JD, BYERLY TJ, CHAPPEL RP, ET AL. Properties of expanding SOC/epoxy copolymers for dental use in dental composites. *Dent Mater* 1993; 9: 123-127.
14. JANDA R. Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe. *Quintessenz* 1988, 39: 1067-1073, 1243-1253, 1393-1398.
15. VON BEETZEN M, LI J, NICANDER I, ET AL. Microhardness and porosity of class 2 light-cured composite restorations cured with a transparent cone attached to the light-curing wand. *Oper Dent* 1993; 18: 103-109.
16. ERICSON D, DERAND T. Increase of in vitro curing depth of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 219-223.
17. HANSEN EK, ASMUSSEN E. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res* 1993, 101: 115-119.
18. PIRES JAF, CVITKO E, DENEHY GE, ET AL. Effects of curing tip distance on lighth intensity and composite resin microhardness. *Quintess Int* 1993; 70: 517-521.
19. RUEGGEBERG FA, CAUGHMAN WF, CURTIS JW, ET AL. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 1993; 6: 91-95.
20. HANSON EK, ASMUSSEN E. Correlation between depth of cure and temperature rise of lightactivated resin. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 176-179.
21. AKERBOOM HBM, KREULEN CM, VAN AMERONGEN WE, ET AL. Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 351-355.
22. KUNZELMANN K-H, DEIGNER M, HICKEL R. Dreimedienabräsion von Befestigungskompositen adhäsiver Inlaysysteme. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 48: 109-111.
23. FRIEDRICH K. Particulate dental composites under sliding wear conditions. *J Mat Sci Mat in Med* 1993; 4: 266-272.
24. BOUCHER LJ. In vivo wear. Part II: Wear and abrasion of composite restorative materials. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 242-249.

25. JACOBI R. Verschleißverhalten von Restaurationsmaterialien. *Phillip J* 1995; 12: 33-39.
26. LEINFELDER KF, KAWAI K. Effect of surface-penetrating sealant on composite wear. *Dent Mater* 1993; 9: 108-113.
27. PALLAV P, DeGEE AJ, DAVIDSON CL. Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composites. *J Dent Res* 1993; 72: 56-61.
28. DIJMAN G, ARENDS J. Secondary caries in situ around fluoride-releasing light curing composites. A quantitative model investigation on four materials with a fluoride content between 0 and 26 vol%. *Caries Res* 1992; 26: 351-357.
29. FERRARI M, BERTELLI E, FINGER W. A five-year report on an enamel-dental bonding agent and microfilled resin system. *Quintess Int* 1993; 24: 735-741.
30. DICKINSON GL, GERBO LR, LEINFELDER KF. Clinical investigation of a highly wear resistant composite. *Am J Dent* 1993; 6: 85-87.
31. WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BRAEM M, ET AL. Three-year follow-up of five posterior composites in vivo wear. *J Dent* 1993; 21: 74-78.
32. WILLEMS G, LAMBRECHTS P, LESAFFRE E, ET AL. Three-year follow-up of five posterior composites SEM study of differential wear. *J Dent* 21: 78-86.
33. QVIST V, STROM C. 11-year assessment of class-III resin restorations completed with two restorative procedures. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 253-262.
34. ROULET J-F. Zahnärzene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 859-866.
35. EL-MOWAFY OM, LEWIS DW, BEMMERGUT C, ET AL. Meta-analysis on long-term clinical performance of posterior composite restorations. *J Dent* 1994; 22: 33-43.
36. JANDA R. Amalgam-Alternativen Teil 1 Materialien für direkte Füllungen. *Der Hess Zahnarzt* 1994; 33: 512-522.
37. ATTIN T, VATASCHKI M, BUCHALLA W, ET AL. Randqualität von 'licht-härtenden' Glasionomern und Dyract in keilförmigen Defekten Klasse F- und Klasse V-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996; 51: 17-22.
38. HILDEBRAND HC, SCHRIEVER A, HEIDEMANN D. Randverhalten von zervikalen Füllungen mit Ketac-Fil und Dyract an Permanentes und Decidui in vitro. *Deutsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 787-789.
39. LEIBROCK A, BEHR M, ROSENTRIT M, ET AL. Vergleichende In-vitro-Farbbeständigkeitsprüfung zahnfarbener Werkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996; 51: 242-244.
40. CARTURAN G, GOTTARDI V, GRAZIANI M. Physical and chemical evaluations occurring in glass formation from alkoxides of silicon aluminium and sodium. *J Non Cryst Sol* 1978; 29: 41-48.
41. SCHMIDT H, KAISER A, PATZELT H, ET AL. Mechanical and physical properties of amorphous solids based on (CH₃)₂SiO-SiO₂ gels. *J Phys Colloque C* 1982; 9 (Suppl. 12): 275-278.
42. NOGAMI M, MORIYA Y. Glass formation through hydrolysis of (SiOCH₃)₄ with NH₄OH and HCl solution. *J Non Cryst Sol* 1980; 37: 191-201.
43. BAUER CM, KUNZELMANN K-H, HICKEL R. Simulierter Nahrungsbrieff von Kompositen und Ormoceren. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 635-638.
44. WILSON AD, KENT BE. The glass-ionomer cement: A new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol* 1971; 21: 313.
45. PAMEIJER CH, STANLEY HR. Biocompatibility of a glass ionomer luting agent in primates Part 1. *Am J Dent* 1988; 171.
46. ANTONUCCI JM, STANSBURY JW. Polymer modified Glas ionomer cements. *J Dent Res* 1989; 68 (Special Issue) 251: Abst 555.
47. HAMMESFAHR PD. Developments in Resinomer Systems Proc 2nd Int Symp On Glass Ionomers 1. 1994. 47-55.
48. KREJCI I. Zahnfarbene Restaurationen. München: Hanser, 1992.
49. BLACKWELL G, KASE R. Technical Characteristics of Light Curing Glass-ionomers and Compomers. *Trans Acad Dent Mater* 1996; 9: 77-88.
50. WOLTER H, STORCH W. Urethane (meth)acrylate alkoxyasilanes a new type of reactive compounds for the preparation of inorganic/organic copolymers (ORMOCERS). Polymer & Materials Research Symposium Bayreuth 1993, 14-17.
51. WOLTER H, GLAUBITT G, ROSE K. Multifunctional (meth)acrylate alkoxyasilanes - A new type of reactive compounds. *Mat Res Soc Symp Proc* 1992; 271: 719.
52. WOLTER H, STORCH W, OTT H. Dental filling materials (Posterior composites) based on inorganic/organic copolymers (Ormocers). 1994, 35th IUPAC Internat Symp Macromolecules Akron.
53. PUTTRAMMER A. Quecksilberloses Amalgam. *Zahnärztliche Rundschau* 1928, 35: 1450.
54. SMITH DL, CAUL HJ. Some physical properties of gallium-copper-tin alloys. *J Am Dent Assoc* 1956; 53: 315-324.
55. WALTERSTRAT RM, LONGTON RW. Gallium-palladium-alloys as dental filling materials. *Pub Health Rep* 1964; 79: 638-643.
56. WATERSTRAT RM. Evaluation of gallium-palladium-tin alloy for restorative dentistry. *J Am Dent Assoc* 1969; 78: 536-541.
57. HERO H, OKABE T. Gallium alloys as dental restorative materials: a research review. *Cells and Materials* 1994; 4(4): 409-418.
58. MILLER B, WOLDU M, GOU IY, ET AL. Physical and mechanical properties of three gallium alloys. *J Dent Res* 1994; 73: 129-221.
59. JØRGENSEN R, HERO H, SYVERUD M, ET AL. Characterization of two gallium alloys with and without palladium. *J Dent Res* 1994; 73: 981-1041.
60. BLAIR FM, JM, MCCABE JF. The physical properties of a gallium alloy restorative material. *Dent Mater* 1995; 11(4): 277-280.
61. WHITWORTH JM, KHAN AQ. Marginal leakage of Gallium Alloy Root-end fillings an in-vitro assessment. *Int Endod J* 1995; 28(4): 194-199.
62. MASH LK, MILLER BH, NAKAJIMA H, ET AL. Handling characteristics of a gallium alloy triturated with alcohol. *Oper Dent* in press (1997).
63. HOSOYA N, LAUTENSCHLAGER EP, GREENER EH. A study of the apical microleakage of a gallium alloy as a retrograde filling material. *J Endod* 1995; 21(9): 456-458.
64. DARIEL MP, LASHMORE DS, RATZKER M. A new technology for direct restorative alloys. *Dent Mater* 1995; 11: 208-217.
65. KAGA M, SAKAI T, FUJITA M, ET AL. Comparative cytotoxicity evaluation of gallium alloy and amalgams in cell culture. *Pediatr Dent* 1992; 2: 109-114.
66. PSARRAS V, WENNBERG A, DERAND T. Cytotoxicity of corroded gallium and dental amalgams. *Acta Odontol Scand* 1992; 50: 31-36.
67. WATAHA JC, NAKAJIMA H, HANKS CT, ET AL. Correlation of cytotoxicity with element release from mercury- and gallium-based dental alloys in vitro. *Dent Mater* 1994; 10(5): 298-330.
68. OSHIDA Y, MOORE BK. Anodic polarization behavior and microstructure of a gallium-based alloy. *Dent Mater* 1993; 9(4): 234-241.
69. KIM HW, YADA I, OZAKI M, ET AL. The clinical observation of gallium alloys as a new dental restorative material for primary teeth. *J Fukuoka Dent Coll* 1988; 14: 395-400.
70. YAMASHITA T, ITOH K, WAKUMOTO S. Clinical evaluation of gallium restorations. Six months results of gallium alloy. *J Showa Univ Dent Soc* 1987; 7(2): 207-212.
71. YAMASHITA T, ITOH K, WAKUMOTO S. Clinical study of an experimental gallium containing alloy. *Dent Mater J* 1989; 8(2): 135-140.
72. DEN M, FUJII H, MACHIDA Y. Clinical study of gallium alloy restorations for children. *Shikwa Gakuho* 1991; 91: 947-953.
73. NAVARRO MFL, FRANCO EB, BASTOS PAM, ET AL. Clinical evaluation of gallium alloy as a posterior restorative material. *Quintess Int* 1996; 27: 315-320.
74. OSBORNE JW, SUMMITT JB. Mechanical properties and clinical performance of a gallium restorative material. *Oper Dent* 1995; 20(6): 241-245.
75. KAGA M, NAKAJIMA H, SAKAI T, ET AL. Gallium alloy restorations in primary teeth a 12-month study. *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 1195-1200.
76. OSBORNE JW, SUMMITT JB. 2-year clinical evaluation of a gallium restorative alloy. *Am J Dent* 1996; 9: 191-194.
77. PORTE A, LUTZ F, LUND MR, ET AL. Cavity designs for composite resins. *Oper Dent* 1984; 9: 50-56.
78. LUSSI A, HUGO B, HOTZ P. Einfluss zweier Finierungsmethoden auf die Mikromorphologie des approximalen Kastenrandes. Eine In-vivo-Studie. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992; 102(10): 1175-1188.
79. HUGO B. Neue Präparations- und Restaurationsmethoden zur defektbezogenen Versorgung approximaler Karies (I). *Quintessenz* 1996; 47: 911-923.
80. HUNT PR. A modified Class II cavity preparation for glass ionomer restorative materials. *Quintess Int* 1984; 15: 1011-1018.
81. TYAS MJ. Reaction and discussion. Clinical performance of glass ionomer cements in: Symposium on esthetic restorative materials. 1991 Chicago IL: American Dental Association.
82. TYAS MJ. Clinical studies related to glass ionomers. *Oper Dent* 1992; 17: 191-198.
83. MOUNT GJ. Glass-ionomer cements past present and future. *Oper Dent* 1994; 19: 82-90.
84. TYAS MJ. Cariostatic effect of glass ionomer cement a five-year clinical study. *Aust Dent J* 1991; 36(3): 236-239.

85. NEO J, CHEW CL, YAP A, ET AL. Clinical evaluation of tooth-colored materials in cervical lesions. *Am J Dent* 1996; 9: 15-18.
86. POWELL LV, JOHNSON GH, GORDON GE. Factors associated with clinical success of cervical abrasion / erosion lesions. *Oper Dent* 1995; 20: 7-13.
87. SVANBERG M. Class II amalgam restorations glass-ionomer tunnel restorations and caries development on adjacent tooth surfaces a 3-year clinical study. *Caries Res* 1992; 26: 315-318.
88. MJOR IA. Glass ionomer cement restorations and secondary caries a preliminary report. *Quintessence Int* 1996; 27: 171-174.
89. MOUNT GJ. Longevity of glass ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 682-685.
90. TEN CATE JM, VAN DUINEN RNB. Hypermineralization of dentinal lesions adjacent to glass ionomer cements. *J Dent Res* 1995; 74: 1266-1271.
91. MANEENUT C, TYAS MJ. Clinical evaluation of resin-modified glass-ionomer restorative cements in cervical 'abrasion' lesions one-year results. *Quintessence Int* 1995; 26: 739-743.
92. VAN DIJKEN JWV. Clinical evaluation of Dyract Vitremer Permaglen and Syntac. *J Dent Res* 1995; 74: 433 Abst 259.
93. MAKI L, GE L, KIMURA M. Clinical evaluation of a light-cured glass ionomer cement for filling. *J Dent Res* 1994; 73: 135.
94. TYAS MJ. Clinical evaluation of five adhesive systems. *Am J Dent* 1994; 7(2): 77-80.
95. BARNES DM, BLANK LW, GINGELL JC, ET AL. A clinical evaluation of a resinmodified glass ionomer restorative material. *J Am Dent Assoc* 1995; 126: 1245-1253.
96. MCCOY RB, ANDERSON MH, LEPE X, JOHNSON GH. Three-year clinical results of Class V resin restorations without mechanical retention. *J Dent Res* 1996; 75: 23 Abst 46.
97. AVILA G, NAVARRO MF, PALMA RG, ET AL. Clinical evaluation of a conventional versus a resin-modified glass ionomer cement. *J Dent Res* 1996; 75: 65 Abst 381.
98. JEFFERIES SR, MARIER RP. Clinical evaluation of a VLC glass ionomer one year results. *J Dent Res* 1994; 73: 184.
99. ELDETON RJ, ABOUSH YEY, VOWLES RW, ET AL. Retention of cervical Dyract compomer restorations after two years. *J Dent Res* 1996; 75: 24 Abst 49.
100. BARNES DM, BLANK LW, GINGELL JC, ET AL. A clinical evaluation of Dyract light cured compomer restorative. *J Dent Res* 1996; 75: 293 Abst 2205.
101. PETERS MCRB, ROETERS FJM, FRANKENMOLEN FW. A 1-year clinical performance of Dyract restorative in deciduous molars. *J Dent Res* 1995; 74: 746 Abst 8.
102. FRENCKEN JE. Oral health care project for refugees set up. *FDI Dental World* 1992; (2): 20-21.
103. FRENCKEN JE, SONGPAISAN Y, PHANTUMVANIT P. An atraumatic restorative (ART) treatment technique evaluation after one year. *Int Dent J* 1994; 44: 460-464.
104. WILDER AD, BAYNE SC, HEYMANN HO. Long-term clinical performance of direct posterior composites. *Trans Acad Dent Mater* 1996; 9: 151-169.
105. MJOR IA. Problems and benefits associated with restorative materials. Side-effects and long-term cost. *Adv Dent Res* 1992; 6: 7-16.
106. CHRISTENSEN GJ. Alternatives for the restoration of posterior teeth. *Int Dent J* 1989; 39: 155-161.
107. WILSON B. Dental fees national and regional survey. *Dent Management* 1991; 31: 20-26.
108. MJOR IA, JOKSTAD A, QVIST V. Longevity of posterior restorations. *Int Dent J* 1990; 40: 11-17.
109. HICKEL R. Glass Ionomers, Cermets Hybrid-Ionomers and Compomers - (long-term) clinical evaluation. *Trans Acad Dent Mater* 1996; 9: 105-129.
110. LOHER C, KUNZELMANN KH, HICKEL R. Clinical evaluation of glass ionomer cements (LC) compomer- and composite restorations in class-V-cavities - Two year results. *J Dent Res* 1997; 76: (Special Issue) 162 Abst 1190.
111. HICKEL R. Personal communication. 1997.

Dankwoord

De redactie dankt collegae prof.dr. C.L. Davidson en dr. C. van Loveren voor hun kritische beschouwing van het vertaalde manuscript.

Summary

Key words:

- Dental materials
- Restorative dentistry
- Restorative materials

New direct restorative materials

People worldwide have become increasingly aware of the potential adverse effects on the environment, of pollution control and of toxic effects of food, drugs and biomaterials. Amalgam and its potential toxic side effects (still scientifically unproven) continue to be discussed with increasing controversy by the media in some countries. Consequently, new direct restorative materials are now being explored by dentists, materials scientists and patients who are searching for the so-called 'amalgam substitute' or 'amalgam alternative'. From a critical point of view some of the new direct restorative materials are good with respect in aesthetics, but all material characteristics must be considered, such as mechanical properties, biological effects, and longterm clinical behaviour.