

OORSPRONKELIJKE BIJDRAGEN

MATERIAALKUNDIGE AANTEKENINGEN OVER SNELHARDENDE KUNSTHARS ALS VULMATERIAAL *)

DOOR DR. IR. C. A. VAN GUNST

Toen de geallieerde legers tien jaar geleden Duitsland binnentrokken, werden zij spoedig gevolgd door groepen specialisten, die tot taak hadden te rapporteren welke producten in de fabrieken vervaardigd werden en welke technische vooruitgang gedurende de oorlogsjaren geboekt was. Het bleek aan één van deze, nl. *Blumenthal* (1) van de Field Information Agency Technical, dat door de firma's *Degussa*, *Kulzer* en *Roehm* en *Haas* in samenwerking een snelhardende kunsthars ontwikkeld was, die als tandheelkundig vulmateriaal gebruikt kon worden. Het betreffende product was nog slechts op experimentele schaal vervaardigd en werd *Palapont S.H.* genoemd, ter onderscheiding van *Palapont*, een gewone kunsthars in tandkleur, waarvan kronen, bruggen en kunststanden vervaardigd kunnen worden. Zou men een product als deze laatste kunsthars voor vullingen willen gebruiken, dan zou deze eerst tot ca 70° C verwarmd moeten worden om te polymeriseren (2). Bij die temperatuur ontleedt de starter uit het polymeerpoeder, het benzoylperoxyde, onder afsplitsing van CO₂ tot vrije radicalen. Het is de verdienste van *Deppe* en *Schnebel* (3) geweest getracht te hebben deze verwarming overbodig te maken door toevoeging van bepaalde stoffen aan het monomeer, die de ontleding van benzoylperoxyde al bij kamertemperatuur doen verlopen. Aanvankelijk werden gesubstitueerde aromatische tertiaire aminen gebruikt (*Michler's keton*; pat. *Roehm* en *Haas*), maar deze producten verkleurden sterk naar roodachtig en geel groen. De firma's *Degussa* en *Kulzer* (4) gingen daarom over op tertiaire alifatische aminen, zoals het trihexylamine, omdat deze minder verkleuring zouden geven. Dit product had echter nog geringe verwarming nodig. Zelfs als de grootte der deeltjes geringer was dan 0,01 mm kon deze verwarming nog niet gemist worden (*Filcryl*) (5). De verwarming werd aanvankelijk met een electrisch verwarmde spatel uitgevoerd (op de vulling gedrukt), later met infrarood lampen.

In de geallieerde landen heeft deze nieuwe ontwikkeling op het gebied van de vulmaterialen sterk de aandacht getrokken en de principes zijn door vele fabrikanten in practijk gebracht, geholpen door de na-oorlogse positie van de Duitse patenten. Vooral aromatische tertiaire aminen vonden daar toepassing, die verwarming geheel overbodig maakten voornamelijk het dimethyl p-toluidine (6, 7).

*) Voordracht gehouden voor de afdeling Utrecht van de Nederlandse Maatschappij tot bevordering der Tandheelkunde op 21 Januari 1955.

(Brauer (8) noemt ook dimethyl-m-toluidine). In een recent Engels product (Orthofil, Dental Fillings Ltd) is i.p.v. een tertiair amine, een mercaptaan (laurylmercaptaan) als activator gebruikt. De stof is niet aan het monomeer toegevoegd, maar wordt per tablet gedoseerd. Van de aanvang af is door de firma de Trey (product Sevitron) een andere weg ingeslagen. In plaats van de combinatie benzoylperoxyde-amine werd met het p-tolueensulfinezuur (9) gewerkt, dat om ontleding tegen te gaan in een siliconolie is opgenomen en apart gedoseerd kan worden, in combinatie met een versneller, die in het monomeer is opgelost en waarvan de samenstelling niet bekend is.

Het leggen van de vulling geschiedde aanvankelijk volkomen analoog aan de werkwijze voor silicaatcement nl. door inbrengen in de caviteit en laten verharden onder een kunstharsstrip, een methode die als druktechniek bekend staat. Vermeerderde kennis over de volumeveranderingen bij het verharden leidde tot nieuwe technieken. De penseeltechniek van Nealon (10) is daar één van. Het uiteinde van een fijne penseel wordt met monomeer bevochtigd en met de punt in licht verwarmd polymeerpoeder gedrukt. Er vormt zich aan de penseelpunt een bolletje, dat in de caviteit wordt overgebracht. Door deze manipulatie ter herhalen, wordt de vulling opgebouwd. Het tijdsverschil tussen het inbrengen van de eerste en de laatste periode maakt een gedeeltelijke compensatie van de polymerisatiekrimp mogelijk. Een variant is het laagsgewijs inbrengen van het materiaal. Een analoge gedachte ligt ten grondslag aan de reactortechniek (11), waarbij een oplossing van de starter op de wanden van de caviteit wordt aangebracht. De voortschrijding van de polymerisatie zou dan zo worden geleid, dat de kunsthars aan deze wanden het eerst zou polymeriseren, waardoor de krimp aan het oppervlak van de vulling zou worden gelocaliseerd.

Door de tandheelkundige professie zijn deze producten met grote snelheid in gebruik genomen. Een enquête van Grossman (12), onder een groep Amerikaanse tandartsen gehouden in 1952, wees niet alleen uit, dat allen snelhardende kunsthars gebruikten, maar ook dat zij meer vullingen met snelhardende kunsthars legden dan met silicaatcement. De grote tekortkoming van het silicaatcement als vulmateriaal nl. de grote oplosbaarheid in de mondvoeistof — deed de tandartsen al lang uitzien naar een nieuw materiaal, dat aan hoge esthetische eisen zou voldoen. Maar toch zijn aan zo'n vlotte aanvaarding van nieuwe materiaalsoorten, zonder dat de resultaten van klinische en materiaalkundige proeven bekend zijn bezwaren verbonden. Held (13) zegt daarvan:

„Une telle expérimentation n'est pas l'affaire de l'ensemble des praticiens, qui ne disposent pas des moyens et des tests de contrôle adéquats, mais doit se faire dans le cadre d'organismes équipés pour réaliser ce genre des observations. C'est là une leçon à tirer de „l'expérience" des résines”.

Betrekkelijk snel kwamen al pessimistische klinische berichten binnen. Al hebben zeer weinigen hun ervaringen op systematische wijze vastgelegd. Sherman, Fiasconaro en Cain (14) hebben

met één fabrikaat de resultaten van 83 gevallen over een periode van één tot twee jaar gevolgd. Het betreft vullingen in caviteiten van de klassen 3 en 5, volgens de druktechniek aangebracht op een cementbodem, bij patiënten in een universiteitskliniek. Het bleek, dat de randsluiting en kleur in resp. 42% en 74% van de gevallen onbevredigend was. Deze randsluiting werd met verloop van tijd slechter, terwijl bij patiënten met een gebrekkige mondhygiëne en bij mondademhalers een grotere neiging tot minder gunstige resultaten viel waar te nemen. De oorspronkelijke kleur werd reeds gedurende de eerste 12 maanden donkerder, met gele, bruine en grijsgroene tinten. De verkleuring van restauraties in front-elementen was opvallender dan bij meer naar achter gelegen elementen. Restauraties van het type klasse 5 verkleurden sterker dan die van klasse 3. Voorts hield de kleur zich beter bij patiënten, die rookten, die meer visceus speeksel produceerden, en bij hen die een slechte mondhygiëne bezaten. De hardheid, de mate van afslijting — dus niet abrasie tengevolge van directe kauwbelasting — de gevoeligheid van het element, de afwerking en vormbestendigheid van de vulling werden gunstig beoordeeld. Andere producten dan in bovenstaand deel van het onderzoek werden gebruikt, vertoonden betere kleurstabiliteit, terwijl één hiervan aanzienlijk meer abrasie vertoonde. Tenslotte merkten zij op, dat het los zitten van vullingen zich reeds direct na het leggen manifesteerde, en dat er zich geen cariesverschijnselen onder de vullingen voordeden.

K r a u s en K r a u s (15) oordelen aan de hand van 500 gevallen en merken op, dat alle gebruikte kunstharsen een verweking van de caviteitswanden veroorzaakten.

G a r d n e r (16) constateert op grond van 2000 gevallen vervaardigd van verschillende merken, dat de vullingen na drie jaar nog vastzitten, maar neemt wel in vele gevallen randverkleuringen waar.

C o y, B e a r en K r e s h o v e r (17) onderzochten een honderdtal vullingen één jaar na het leggen met de druktechniek en constateerden bij 15 verkleuringen niet alleen van de randen, maar ook binnen in de kunsthars. In 5 gevallen ontstond pulpa-necrose enkele dagen na het leggen waarbij vermeld wordt, dat het ging om diepe caviteiten, zonder onderlaag. In een negentien gevallen moest de vulling opnieuw worden aangebracht, omdat deze was los geraakt. Het grootste deel van deze vullingen liet echter reeds los tijdens de afwerking.

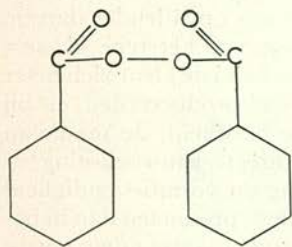
G r o s s m a n 's (12) enquête bracht aan het licht, dat van de 75 ondervraagde tandartsen er 53 pijnreacties rapporteerden na het leggen van de vulling, variërend met frequenties tussen zelden en vaak. Per 1000 gevallen werd in 8,4 pulpaversterf geconstateerd, tegen in 2,2 bij silicaatcementvullingen. Eén van de ondervraagden beschouwde het gebruik van een cement onderlaag als de remedie tegen necrose van de pulpa.

Uit dit kleine aantal klinische onderzoeken springen een aantal punten naar voren, die wij hoofdzakelijk aan de hand van bevindingen in materiaalkundige publicaties nader zullen bespreken. Het zijn be-

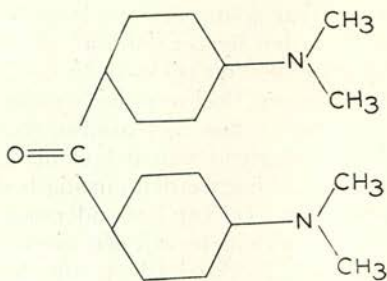
halve de verweking van de caviteitswanden, waarover weinig bekend is:

1. kleurstabiliteit;
2. randsluiting;
3. pulpa-reacties;
4. mechanische eigenschappen in verband met het indicatiegebied.

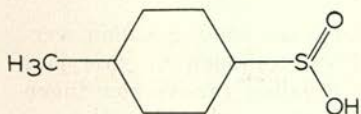
Kleurstabiliteit. Uit de klinische resultaten blijkt een verschil in kleurstabiliteit tussen de diverse producten en voorts, dat vullingen in het front sterker aan verkleuring onderhevig zijn, dan op meer naar achter



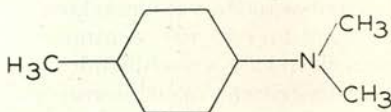
BENZOYL PEROXYDE



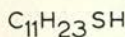
MICHLER'S KETON



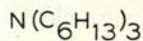
P-TOLUEENSULFINEZUUR



DIMETHYL P-TOLUIDINE



LAURYL MERCAPTAAN



TRIHXYLAMINE

gelegen plaatsen. Uit deze laatste bevinding zou men geneigd zijn te concluderen, dat onder invloed van het licht veelal de verkleuring van de snelhardende kunstharsen ontstaat. Ofschoon de lichttoetreding tot de mondholte beperkt is en bovendien absorptie door de bevochtigde laag speeksel kan optreden, is de invloed van het licht niet onwaarschijnlijk. Als deze veronderstelling juist is, moet het dus mogelijk zijn met versnelde belichtingsproeven sterker en minder sterk verkleurde producten te kunnen onderscheiden. Plaatjes van verschillende kunstharsproducten werden daartoe aan een hoogtezombestraling met een

golfengtegebied gelijk aan dat van zonlicht blootgesteld. Met een opstelling analoog aan de beproevingsmethode voor gewone prothese-kunstharsen werd gedurende 2 uur belicht (prothese-kunsthars mag na 24 uur niet verkleurd zijn). Onder deze condities verkleurden Hesacryl, Dentafile, Dentafile met trepalester en Swedon sterk, minder sterk Palavit F en Teton; Orthofil en Sevtron daarentegen niet.

De eerst genoemde producten bleken ook klinisch sterke verkleuringen te geven (Stocklin (18)). Castagnola (19) noemt van de weinig verkleurende Amerikaanse materialen Plastofilling, Fast-crown, Kadon Colorfast, en van de verbeterde producten van Europese herkomst Swedon Ultra, Hesacryl Doppelstern, en het nieuwe Autodent.

Ik meen, dat de clinicus goed zal doen, voorlopig alleen die producten te verwerken, die gunstig uit deze vergelijkende belichtingsproeven te voorschijn komen.

Opvallend is dat de producten, waarbij een andere combinatie dan benzoylperoxyde-amine als starter en activator is gekozen, de beste kleurstabiele bezitten.

De verkleuring zou veroorzaakt kunnen zijn door oxydatie van de activator. Zo geeft bv. oxydatie van dimethyltoluidine een strogele kleur. Door de keuze van een geschikte activator en toevoeging van een stabilisator voor deze oxydatie kan de verkleuring beperkt worden (20). Ook andere oorzaken van verkleuringen zijn bekend, zoals verontreiniging tijdens het mengen (19), hechting van stoffen aan oppervlakkig poreuze kunsthars (verwerkingsfout) (19), en door toepassing van gouden versterkingsdraden bv. bij de hoekopbouw (16).

Pulpa-reacties. Uit de klinische resultaten van Coy, Bear en Kreshover (17) en uit de enquête van Grossman (12) is af te leiden, dat pulpa-reacties veelvuldiger voorkomen dan bij silicaatcement. Daarbij werd door de eerst genoemden zonder, in het geval van Grossman waarschijnlijk grotendeels zonder onderlaag van fosphaatcement gewerkt. Histologische onderzoeken hebben tot tegenstrijdige resultaten geleid. Spreter von Kreudenstein (26) spreekt bij mensen en honden over pathologische veranderingen van ernstige aard, evenals Schroeder en Castagnola (27) en Maeglin (21). Lefkowitz, Seelig en Zachinsky (22), en Coy, Bear en Kreshover (17) noemen de reacties waargenomen bij resp. apen en honden niet van ernstige pathologische aard. Zander (26) concludeert uit vergelijkende proeven bij honden, dat de snelhardende kunstharsen minder irritatie van de pulpa veroorzaken dan silicaatcement, maar meer dan zinkoxyde-eugenol-cement waarbij er tussen de reacties op verschillende snelhardende kunstharsproducten verschil bleek te bestaan. Bij de discussie over pulpa-irritatie door snelhardende kunstharsen op de 29e jaarvergadering van de I.A.D.R. waren de verschillende onderzoekers van mening, dat deze processen niet van irreversibele aard waren, gelijk dat ook in het rapport van de Council on Dental Research en de Council on Dental Therapeutics van de A.D.A. (24) tot uiting kwam.

Uit deze tegenstrijdige histologische resultaten is, waarschijnlijk mede onder invloed van de resultaten van de genoemde klinische onderzoeken, door vele west-europese en ook Amerikaanse autoriteiten de conclusie getrokken cementonderlagen te gebruiken ter beveiliging van de pulpa.

Welke materiaalkundige factoren kunnen pulpa-reacties tot consequentie hebben? Allereerst is gedacht, dat de temperatuurstijging die optreedt tengevolge van de polymerisatie, beschadiging aan de pulpa zou teweeg brengen. En ofschoon nooit vastgesteld is welke temperaturen van een vulmateriaal schadelijk zijn voor de pulpa, lijken de proeven van Wolcott, Paffenbarger en Schoonover (28) deze mogelijkheid, in elk geval voor kleinere vullingen, uiterst onwaarschijnlijk te maken. Zij maten aan de snelst polymeriserende kunsthars (Kadon 4,5 minuut na mengen op temperatuur maximum) voor een gemiddelde klasse 3 caviteit (20 mm³) een stijging van maximum 4° C boven mondtemperatuur, voor een gemiddelde jacketkroon (150 mm³) maximaal 27,5° C boven mondtemperatuur, welke in 2 minuten alweer tot 9° C boven mondtemperatuur gedaald was. De temperatuur in de pulpakamer zal dan uiteraard veel lager zijn, wegens de warmte-isolerende dentine-laag. Ten bewijze van deze bewering maakten zij een jacketkroon van dusdanige afmetingen, dat de kunstharstempatuur tot 100° C steeg. De temperatuur steeg in de pulpakamer, door een variërende wanddikte van 1,5—2,5 mm dentine gescheiden van de vulling tot 56,5° C. De bereikte maximale temperatuur wordt niet beïnvloed door de poeder-vloeistof-verhouding, maar kan door toevoegen van kleine vochthoeveelheden wel aanzienlijk hoger worden. Uit deze metingen volgt tegelijkertijd dat het mengen van meer poeder bij een bepaalde hoeveelheid vloeistof een snellere polymerisatie geeft, evenals toevoegen van kleine hoeveelheden vocht (bv. 1%). Een vergelijking van de polymerisatie-snelheid van deze grotendeels Amerikaanse producten met die van de westeuropese, gemeten door Spreter von Kreudenstein (26), doet het waarschijnlijk voorkomen, dat voor beide groepen fabrikaten analoge warmte-effecten optreden.

Een andere mogelijke oorzaak van de pulpa-reactie onder snelhardende kunstharsen wordt door Spreter von Kreudenstein (26) vermeld. Hij neemt aan, dat monomeer naar de pulpakamer wordt getransporteerd door de dentinekanaaltjes, die bij de preparatie van de caviteit zijn aangesneden. De vraag zal dan rijzen of een onderlaag dit transport kan voorkomen. Weliswaar is zink-phosphaatcement zelfs voor een aantal ionen ondoorlaatbaar (29), maar bij caviteiten met zulk een onderlaag bleek een kleurstof, die toegevoegd was aan het monomeer tussen onderlaag en caviteitswand tot de bodem te kunnen doordringen. Het bleek, dat de 2 à 3 mm lange weg in het dentine in 10 minuten door de kleurstof afgelegd kon worden. De onderlaag zou vooral de hoeveelheid monomeer, die doorgelaten wordt verminderen. Op het moment waarop het kunstharsmengsel ingebracht wordt is uiteraard nog veel monomeer aanwezig. Die hoeveelheid ver-

mindert echter vrij snel, zoals aangetoond kon worden door S c h o o n o v e r (30, 31). Door oplossen van de kunsthars in benzeen, verdampen onder hoogvacuum en titreren volgens W i j s bleek deze af te nemen tot 5% in 10 min, 4% in 1 uur en tot 2,5% na een dag. Het is in het licht van deze hypothese niet onwaarschijnlijk, dat vooral het op het eerste moment aanwezige monomeer de beschadiging teweeg brengt. M a e g l i n vindt in overeenstemming daarmee bij plaatsen van inlays van snelhardende kunsthars en na afdekken met fosphaatcement in caviteiten bij kinderen, na een periode van 4 weken histologisch geen pulpaverandering. Een eventueel verschil in de diverse fabrikaten zou volgens deze hypothese vooral te vinden zijn in de aard van de activator of in verontreinigingen van het monomeer.

Als derde mogelijke oorzaak voor pulpa-reacties is te noemen een tekort aan randsluiting van de vulling. De factoren die hier invloed hebben komen in het volgend deel in discussie, echter zonder op de mogelijkheid van pulpa-irritatie in te gaan.

Randsluiting van de vulling

Uit de reeds genoemde klinische onderzoeken is gebleken, dat de randen van vullingen van snelhardende kunsthars zich kleuren en dat bij verwijdering van de vullingen een doordringende rottingsgeur is waar te nemen. Op grond daarvan ligt het vermoeden voor de hand dat de vullingen niet voldoende randsluiting bezitten. Volgens de klassieke richtlijnen van de tandheelkundige materiaalkunde te werkgaande dient dan de lengteverandering van het materiaal bij het verharden (i.q. polymerisatie) en de lengteverandering tengevolge van vochtopname onderzocht te worden.

Door S m i t h en S c h o o n o v e r (32) is dat gedaan. Het bleek hun echter — en dit is een essentieel punt voor de discussie — dat de polymerisatiekrimp niet gelijkmatig in alle richtingen optreedt. Door verschillende factoren, zoals mate van hechting aan de wanden van de caviteit, de aanwezigheid van bepaalde mechanische retenties, het niet gelijkmatig door de gehele massa voortschrijden van de polymerisatie, wordt de werkelijk optredende lineaire expansie in een zekere richting bepaald. Voor een bepaalde caviteit en een bepaald materiaal op gedefinieerde wijze verwerkt, zou deze in elke richting moeten worden bepaald. Voor de volumekrimp, die vrij is van zulke effecten, vonden zij waarden van 6—8% voor de verschillende merken, (zie ook (6)), een waarde die ook bij benadering uit de soortelijke gewichten en mengverhouding van poeder en vloeistof te berekenen is. Zou de lineaire krimp zich gelijkmatig in alle richtingen effectueren, dan bedroeg deze $\frac{1}{3}$ van dat bedrag dus 2—2,7%. Bij snel verhardende producten heeft deze krimp zich bijna geheel binnen 5 minuten na het mengen voltrokken, (bv. bij Kadon en Dentafil), bij de meeste langzamer polymeriserende in minder dan 10 minuten.

De opname van water vindt bij alle merken plaats in ca 8 uur, waarmee een lineaire uitzetting van 0,4—0,5% gepaard gaat — tenminste op plaatjes, die tevoren spanningsvrij gemaakt zijn — welke

waarde bij langere blootstelling aan vocht bij de meeste gelijk blijft. Van proefplaatjes, waarbij dat niet geschiedde, konden nagenoeg geen volumeveranderingen worden geconstateerd (32). Neemt men aan dat een alzijdige gelijke en gelijkmatige polymerisatiekrimp optreedt, dan resteert tenminste een totale lineaire krimp van $1\frac{1}{2}$ —2%.

Zou een klasse 5 caviteit bij een premolaar schematisch voorgesteld worden als een blokje met afmetingen $1\frac{1}{4} \times 2 \times 4$ mm, dan zouden 2 spleten in de richting van de langste afmeting verwacht kunnen worden van 35 en van 18 mikron in de richting van kleinste afmeting. Deze zouden onzichtbaar zijn voor het ongewapend oog, maar groot genoeg om bacteriën, enzymen en zuren door te kunnen laten.

Dat de polymerisatiekrimp echter niet in alle richtingen gelijk is blijkt uit enige experimenten van Christie (6). Wanneer hij een rond schijfje in een stalen vorm polymeriseerde, en alleen de bovenzijde afdekte met polytheen bleek alleen het oppervlak dat in contact is met de polytheen, op een onregelmatige wijze verlagingen te bezitten. Werden boven- en onderzijde beide tegen polytheen gepolymeriseerd, dan vertoonden beide oppervlakken dit effect. De schijfjes bleken in de richting van de diameter veel minder gekrompen dan in overeenstemming is met de totale polymerisatiekrimp nl. lineair niet groter dan 0,1% i.p.v. ca 2,5%. Werd i.p.v. polytheen glas gekozen dan waren de oppervlakken glad en was de schijnbare volumekrimp afhankelijk van het fabrikaat nl. resp. 0,8%, 1,5% of 6,2%. Deze preparaten vertoonden alle inwendige porositeit. De verklaring van deze verschijnselen moet hierin worden gezocht dat tijdens de polymerisatie, als de kunsthars nog week is, deze adhesie vertoont aan de wanden van de vorm. Aan staal en glas is deze sterk, aan polytheen gering. Is de adhesie aan één wand minder dan aan de overige dan zal de krimp zich daar in hoofdzaak localiseren. Is de adhesie aan alle wanden aanzienlijk, dan zal de krimp binnen in de kunsthars plaats vinden. De werkelijk optredende lineaire krimpen in een caviteit zullen dus afhangen van de adhesie van het betreffende product ten opzichte van de verschillende materialen, die de wanden om de kunsthars vormen.

Metingen omtrent de adhesie van snelhardende kunstharsen in weke toestand zijn niet bekend. Wel zijn deze verricht aan reeds gepolymeriseerde kunstharsen. De adhesie ten opzichte van gepolijst staal is zeer gering, na opruwen van het oppervlak echter zeer aanzienlijk. We moeten in dat geval dus aannemen, dat zij veroorzaakt wordt doordat het ruwe oppervlak kunstharsdelen blokkeert, een bevestiging dus van zuiver mechanische aard.

Aan de hand van een serie vergelijkende proeven ordende Christie een aantal materialen naar dalende adhesie ten opzichte van een bepaald fabrikaat kunsthars aldus: droog bot 12.000, nat bot oppervlakkig gedroogd 7300, gepolijst roestvrij staal 4500, dentine 2300, glas 2000, zinkphosphaat cement geen. Voor de practijk zijn uit dit onderzoek enige belangrijke conclusies te trekken. Het lijkt aannemelijk dat de snelhardende kunsthars t.o.v. droog dentine een adhesie heeft,

die voldoende is om een sterke retractie van de caviteitswand door de polymerisatie te voorkomen. Tegen het werken met een niet afgedekte stalen matris bestaan bezwaren. Een perfect droge caviteit is voor snelhardende kunstharsvullingen een noodzakelijke voorwaarde om het terugtrekken van de wanden tijdens de polymerisatie te beperken. Volgens proeven van Stüben en Lockowandt (26) blijken tussen de verschillende producten aanzienlijke verschillen in adhesie te bestaan. Bij Swedon en Sevitra is zij sterker dan bij Hesacryl, Dentafil en Rapid Palapont. Afhankelijk van de adhesie zal de lineaire polymerisatiekrimping in richtingen evenwijdig aan het tandoppervlak een waarde hebben tussen 0 en ca 2,5%, maar in het algemeen is deze niet nader aan te geven.

Men mag echter uit deze adhesiemetingen niet concluderen dat bij de preparatie van een caviteit ondersnijding onnodig zou zijn. De adhesie gaat verloren als tengevolge van temperatuurschommelingen vocht tussen wand en kunsthars komt na de verharding.

Naast deze meer klassieke beschouwingwijze over de randsluiting van vulmaterialen is vooral in verband met de snelhardende kunstharsen een aanvullend gezichtspunt naar voren gekomen nl. hoe is de randsluiting bij sterk wisselende temperaturen in de mond. Nelsen, Wolcott en Paffenbarger (34) namen aan, dat een kopje koffie van 60° C zonder schadelijk effect nog juist in enkele seconden geconsumeerd kon worden, evenals gelijke kwantiteiten gekoelde dranken van 4° C en zij vonden dat de temperatuur op de bodem van een caviteit, gevuld met snelhardende kunsthars tijdens het nuttigen van genoemde dranken resp. 52° C en 9° C bedroeg. Bij zulke temperatuurverschillen (dus totaal 43° C) zullen verschillen in de thermische uitzettingscoëfficiënten van vulmateriaal en tandstructuur een rol gaan spelen in randsluitingsproblemen van vulmaterialen. Voor de normale tand bedraagt deze (35) gemiddeld $8,6 \times 10^{-6}$, voor polymethylmethacrylaat $81,0 \times 10^{-6}$. Alleen al door de temperatuurdaling van 37° C tot 9° C zullen de beide grootste spleten van de schematische klasse 5 caviteit elk tijdelijk met ca 4 mikron toenemen. Daardoor zal de spleet bij temperatuurdaling mondvloeistof aanzuigen, terwijl bij stijging van de temperatuur vloeistof uitgestoten zal worden. Het effect kan zowel met modellen als klinisch duidelijk worden aangetoond. Door in geëxtraheerde elementen een in water oplosbare kleurstof aan te brengen op de bodem van een caviteit en deze daarna te vullen met snelhardende kunsthars, is door genoemde experimentatoren aangetoond, dat na afloop van tien afkoelings- en verwarmingsperioden een oplossing van de kleurstof werd uitgeperst en dus mondvloeistof tot de bodem van de caviteit kan doordringen. Een effect, dat zij marginale percolatie doopten.

Ook amalgaam, silicaatcement en gouden inlays vertoonden dit verschijnsel, zij het ook in veel geringer mate door het geringer verschil in uitzettingscoëfficiënt t.o.v. de tandstructuur. In de mond kon dit effect enige maanden na het leggen van deze vullingen niet meer worden aangetoond. In het beschreven onderzoek blijft dat een merkwaardig punt.

Proeven van Fiasconaro en Sherman (38) demonstrenen het verschil in randsluiting tussen snelhardende kunstharsen en andere materialen eveneens duidelijk. Geëxtraheerde elementen werden gevuld, de wortelkanaalinhoud verwijderd en op het open kroondeel werd een messing verbindingsstuk gecementeerd, dat in verbinding stond met een regelbare gasdruk. Voor vullingen van goud folie, silicophosphaatcement, zinkphosphaat cement, silicaatcement en een vastgecementeerde inlay werd eerst gas doorgelaten bij ca 3 atmosfeer overdruk, bij een vulling van snelhardende kunsthars volgens de druktechniek reeds bij 0,4 atm., en volgens andere technieken bij 0.5 atm. overdruk. Bij deze metingen demonstreerde zich duidelijk de uitzetting tengevolge van wateropname ($\frac{1}{30}$ ato— $\frac{1}{2}$ ato in 40 uur), en tengevolge van de temperatuur (bij 0° C $\frac{1}{4}$ ato, bij 37° C 0,9 ato). Interessant is ook dat een inlay van snelhardende kunsthars, vastgezet met fosphaatcement, pas bij 2 ato gas doorliet.

Dat klinisch bij vullingen van amalgaam en silicaatcement niet die bezwaren naar voren zijn gekomen, die voor de snelhardende kunstharsen gemeld zijn, zou afgezien van de mindere verhardingskrimp en de geringere mate van percolatie, misschien verklaring kunnen vinden in een verschil van bacteriostatische eigenschappen van amalgaam, silicaatcement en snelhardende kunsthars. Weliswaar toonden McCue, McDougall en Shay (36) een oligodynamische werking aan voor alle drie genoemde vulmaterialen, maar dat geschiedde met vers vervaardigde preparaten. Deze werking zal moeten berusten op het afgeven van oplosbare stoffen, en dit oplossingsproces is in de drie gevallen geheel verschillend van aard, evenals de stoffen die in oplossing gaan. Bij het silicaatcement is het een uitloging, die lange tijd blijft voortduren. Voor amalgaam berust het op corrosie die langere tijd actief kan blijven. Bij snelhardende kunstharsen geeft het onderzoek van Smith en Bains (37) reden om te verwachten, dat de uitloging daar snel beëindigd zal zijn. Voor de oligodynamische werking op lange termijn zouden waarschijnlijk andere resultaten dan de genoemde gevonden worden. Nader onderzoek zou dat moeten uitwijzen.

Bij het bestuderen van het probleem van de randsluiting van snelhardende kunstharsen dringt de vraag zich op of met de uiteenlopende methoden van verwerking nog verschillen kunnen worden verwacht.

Bij toepassing van de druktechniek wordt de kunsthars in overmaat aangebracht en na de applicatie van de strip, zal de overmaat langs de randen onder de strip worden weggedrukt. De strip houdt deze delen op hun plaats. Is de adhesie van de kunsthars aan de caviteitwand voldoende sterk, dan zal de krimp zich voornamelijk localiseren aan het oppervlak als een ondiepe holte. Is de adhesie gering, dan bestaat gevaar dat de kunsthars van de caviteitwanden en bodem loslaat, waardoor ruimte tussen vulling en holte ontstaat. Bij de penseeltechniek wordt het materiaal geleidelijk beetje voor beetje ingebracht. De ingebrachte kunsthars vertoont adhesie aan de caviteitwand en aan de reeds aanwezige kunsthars. Door de opeenvolgende porties niet te snel achtereenvolgens in te brengen — en nog sterker als het poeder verwarmd

wordt, waardoor de polymerisatie sneller verloopt — zal de optredende polymerisatiekrimp door aanvoer van nieuw materiaal tenminste voor een deel worden gecompenseerd. Hetzelfde vindt plaats bij de laagsgewijze techniek.

Om tot een vergelijking te kunnen komen zijn door Nealon (10) proeven uitgevoerd over de doorlaatbaarheid voor kleurstoffen en door Fiasconaro en Sherman (38) metingen van de doorlaatbaarheid voor gassen. Beide komen tot de conclusie dat de doorlaatbaarheid van vullingen gelegd met de penseeltechniek geringer is, dan bij de druktechniek. Skinner (39) daarentegen meent bij beide soorten proeven geen verschillen te kunnen constateren. Klinisch staat nog onvoldoende vergelijkingsmateriaal ter beschikking. De keuze zal daar vaak afhankelijk blijken van de toegankelijkheid van de caviteit, welke nu eens gunstiger is voor de ene techniek en dan weer voor de andere.

Voor de penseeltechniek zal men aan snel polymeriserende producten de voorkeur geven, voor de druktechniek aan materialen met een goede adhesie aan de caviteitswanden, om in beide gevallen maximale randsluiting te verkrijgen.

Een typisch voorbeeld, hoe de uiteengezette aspecten een leidraad kunnen vormen bij de caviteitpreparatie, toont De Boer (40). Door de cementopbouw wordt de invloed van de temperatuur bij een deel van de vulling geringer gemaakt, omdat de kunstharsmassa hierdoor plaatselijk tot kleiner proporties wordt teruggebracht.

Indicatie-gebied op grond van de mechanische eigenschappen

Aanvankelijk bestond hierover een duidelijke tegenstelling. Vele Amerikaanse tandartsen bepaalden zich, op advies van de Council on Dental Research (24) tot die caviteiten, die niet rechtstreeks aan kauwdruk zijn blootgesteld, dus de caviteiten van de klassen 3 en 5. In Duitsland gingen met name Spreter von Kreudenstein (26), Fischer (41) en Sendtner (42) veel verder, door voor caviteiten van het type M.O.D. dit materiaal aan te bevelen en er zelfs jacket-kronen van te vervaardigen. De materiaalkundige eigenschappen, hierbij van invloed, zijn het visceus-elastische mechanische gedrag en de abrasie-bestendigheid.

Het mechanisch gedrag kan aldus worden toegelicht. Wordt een reepje snelhardende kunsthars belast, dan buigt het spontaan door, na enige tijd blijkt het verder doorgebogen. Ontlasten geeft een gedeeltelijke spontane terugvering, een ander deel veert met verloop van tijd terug, een zeker blijvende doorbuiging zal echter kunnen blijven bestaan. Voor een vulmateriaal, dat aan directe belasting bij het kauwen is blootgesteld, is zulk een gedrag natuurlijk hoogst ongewenst, omdat het gevaar voor blijvende vervorming van de reasturatie groot is. Busch en Spreter von Kreudenstein (26) hebben getracht dit bezwaar te ontzenuwen; zij hebben gepoogd een eventueel afstaan van de vullingen microscopisch waar te nemen door op zulke vullingen bij modelproeven honderdduizend malen het geëxtraheerde

elementen een kracht variërend van 5—100 kg/cm² uit te oefenen. Daarbij werd gevonden dat geen afstaan plaats vindt. Bewijzend kan men deze proeven niet noemen, omdat o.a. de waarneming als criterium niet geheel betrouwbaar is.

Uit dit visceus-elastisch karakter komt ook het bezwaar van Docking (43) voort dat dit materiaal geen starre ondergrond vormt voor weinig ondersteunde glazuurprismata. Weliswaar kan dat bezwaar zelden gelden voor de klassieke caviteitspreparatie, in de practijk is het echter niet te verwaarlozen.

Weinig gegevens staan ter beschikking over de mate van afslijping onder directe kauwbelasting — de abrasie — van de snelhardende kunstharsen. Castagnola (27) liet ter bepaling van deze eigenschappen een stalen naald van zekere afmeting over verschillende materialen onder water van 37° C gedurende een uur heen en weer bewegen. De abrasie bleek voor verschillende fabrikaten uiteen te lopen, terwijl de beste snelhardende kunstharsen wel grotere abrasie vertoonden dan amalgaam, maar het verschil bleek niet uitzonderlijk groot te zijn. Dit resultaat wekt misschien verwondering als men op de hardheden volgens Knopp (20) let.

Snelh. kunsthars	16	amalgaam	90	glazuur	260
silicaatcement	70	zacht inlay goud	55	dentine	65

Maar de taaiheid (rek bij breuk) is voor amalgaam veel geringer dan voor kunstharsen, zodat eerder stukjes materiaal afbreken van amalgaam dan van kunsthars. Men moet echter zeer voorzichtig zijn met het hanteren van resultaten uit proeven als die van Castagnola bij de beoordeling van de abrasie van vulmaterialen in de mond. Het lijkt veilig in dit opzicht zich door de klinische ervaringen te laten leiden.

Samenvattend zijn er materiaalkundig gezien ernstige bezwaren tegen het gebruik van snelhardende kunstharsen op plaatsen, die rechtstreeks door de kauwdruk belast worden.

Welke eigenschappen zouden wij van deze producten verbeterd willen zien?

1. Kleurstabiliteit, o.a. door voortgaand onderzoek naar nieuwe versnellingsmogelijkheden voor de polymerisatie.
2. Randsluitend vermogen door betere adhesie aan de caviteitwand.
3. Randsluitend vermogen bij temperatuurwisseling door, indien dit al mogelijk is, de thermische uitzettingscoëfficiënt van het materiaal te verlagen.

Uit de experimentele bevindingen kunnen wij voorts enige conclusies trekken:

1. Het verdient aanbeveling producten te verwerken, die zo min mogelijk verkleuren.
2. Voor de gunstigste randafsluiting wordt een droog werkterrein (in verband met een maximale adhesie aan de caviteitwand) vereist. Voor de druktechniek wordt een product met maximale adhesie aan de caviteitwand geprefereerd, voor de penseeltechniek en laagsgewijze applicatie één, dat tevens zeer snel polymeriseert.

3. Ter vermindering van pulpareacties is een cement-onderlaag vooralsnog aan te bevelen.
4. Gezien de mechanische eigenschappen lijkt een beperking tot de caviteitklassen 3 en 5 gewenst.

Uit de te stellen voorwaarden blijkt, dat de snelhardende kunstharsen nog niet tot de volwaardige vulmaterialen mogen worden gerekend.

Literatuur:

1. L. M. Blumenthal, FIAT Final Report 1185 (1947)
2. Zie bv. F. A. Slack, J.A.D.A. **30** (1943), 1233.
3. a. A. Deppé, D.Z.W. **45** (1942), 115.
b. Schnebel, Dentistische Reform (1942) no. 4 en 5.
4. D.R.P.-aanvraag B 5578-IV c/39C; 7/29/41.
5. S. A. Leader, Brit. Dent. J. **84** (1948), 214.
6. D. R. Christie, J. Can. Dent. Ass. **17** (1951), 427.
7. P. B. Taylor en S. L. Frank, J. Dent. Res. **29** (1950), 486.
8. G. M. Brauer, J. Dent. Res. (abstr.) **30** (1951), 497.
- 9a. O. Haggär, Helv. Chimica Acta **31** (1948), 1624.
- 9b. O. Haggär, Helv. Chimica Acta **34** (1951), 1872.
10. F. Nealon, J. Prosth. Dentistry **2** (1952), 513.
11. Nordin, Blätter f. Zahnheilkunde **12** (1951) no. 10.
12. L. J. Grossman, J.A.D.A. **46** (1953), 265.
13. A. J. Held, Schweiz. Mon. f. Zahnheilkunde **63** (1953), 103.
14. H. Sherman, J. Fiasconaro, E. A. Cain, N. Y. State D. J. **18** (1952), 18.
15. E. E. Kraus en L. L. Kraus, J. Dent. Res. (abstr.) **30**, (1951), 498.
16. F. B. Gardner, Int. Dent. J. **2** (1952-'53), 178 en persoonlijke mededelingen.
17. H. D. Coy, D. M. Bear, S. J. Kreshover, J.A.D.A. **44** (1952), 251.
18. M. Stocklin, Schweiz. Mon. f. Zahnheilkunde **63** (1953), 105.
19. L. Castagnola, Schweiz. Mon. f. Zahnheilkunde **63** (1953), 121.
L. Castagnola en M. Marx, D.Z.Z. **8** (1953), 1105.
20. E. W. Skinner, The Science of Dental Materials, Philadelphia (1954) 180 e.v.
21. B. Maeglin, Schweiz. Mon. f. Zahnheilkunde **63** (1953), 131.
22. W. Lefkowitz, A. Seelig en W. Zachinsky, N. Y. State D. J. **15** (1949), 376.
A. Seelig en W. Lefkowitz, N. Y. State D. J. **16** (1950), 540.
23. A. Seelig, J. Dent. Res. (abstr.) **30**, (1951) 498.
24. Council on Dental Research and Council on Dental Therapeutics, J.A.D.A. **42** (1951), 449.
25. H. A. Zander, J. Dent. Res. (abstr.) **30** (1951), 497.
26. Th. Spreter von Kreudenstein, Karietherapie mit schnellhärtendem Kunststoff, München (1952).

27. A. Schroeder en L. Castagnola, Die Autopolymerisatie, Wien (1951).
28. R. B. Wolcott, G. C. Paffenbarger, I. C. Schoonover, J.A.D.A. **42** (1951), 253.
29. M. H. Amler, J. Dent. Res. **27** (1948), 635.
30. I. C. Schoonover, Int. Dent. J. **3** (1952), 6.
31. I. C. Schoonover, mededeling F.D.I.-congres London.
32. D. L. Smith en I. C. Schoonover, J.A.D.A. **46** (1953), 540.
33. J. H. Emerson, Thesis Northwestern (1950).
34. R. J. Nelson, R. B. Wolcott, G. C. Paffenbarger, J.A.D.A. **44** (1952), 288.
35. W. Souder en G. C. Paffenbarger. Physical Properties of Dental Materials, Washington (1942), 14.
36. R. W. McCue, F. G. McDougal, D. E. Shay, Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology **4** (1951), 1180. -
37. D. C. Smith, M. E. D. Bains, Brit. Dent. J. **98** (1955), 55.
38. J. Fiasconaro en H. Sherman, J. Dent. Res. (abstr.) **31** (1951), 503.
39. E. W. Skinner, W. Va. Dent. J. **26** (1951), 4 of lit. cit. (20).
40. J. G. de Boer, T.v.T. **60** (1953), 909.
zie voor het onderwerp ook T.v.T. **60** (1953), 538.
41. C. H. Fischer, Die Kunststoff-Füllung aus schnellhärtendem Kunststoff, Leipzig (1952).
42. K. Sendtner, Die Prothetische Verwendung schnellhärtender Kunststoffe in der Praxis (1951).
43. A. R. Docking. Austr. J. Dent. **58** (1954), reprint.
zie voor het onderwerp ook Austr. J. Dent. **55** (1951) 339.