

Tandheelkundige Materiaalkennis

door J. N. Tekenbroek

(Vervolg)

HOOFDSTUK V. KUNSTSTOF

§ 1. Vervaardiging van een kunststofprothese

Kunststof wordt in de tandheelkunde toegepast voor het vervaardigen van prothesen, bruggen, kronen, kunststanden en vullingen.

Bij de bespreking van de kunststoffen in het algemeen (Deel I, Hoofdstuk VI) werd reeds opgemerkt, dat op het ogenblik voornamelijk de acrylaten toepassing in de tandheelkunde vinden en dan wel in het bijzonder de *polymetacrylzure methylester*.

Voor degenen, die niet of nog niet in de tandtechniek wat ingewijd zijn, zal eerst, zij het zeer in het kort, de gang van zaken aangeduid worden, die bij het vervaardigen van een kunstgebit gevolgd wordt.

Nadat bij de patiënt een *afdruk* is genomen van boven- en onderkaak worden daarvan *gipsmodellen* gemaakt, waarop met de hand zogenoemde *beetplaten* gevormd worden uit een thermoplastisch materiaal. Deze beetplaten, voorzien van opstaande randen rode was op de platen waar later de kunststanden worden opgesteld, worden gebruikt om bij de patiënt de relaties tussen boven- en onderkaak vast te stellen. In deze relatie t.o.v. elkaar, de *beet* van de patiënt, worden de modellen van de boven- en onderkaak met behulp van gips in een *articulator* aangebracht, welke de bewegingen van het kaakgewricht zoveel als mogelijk benadert.

Vervolgens wordt een stel, meestal porceleinen *kunststanden* en *kiezen* met inachtneming van de daaraan voor het betreffende geval te stellen eisen in was opgesteld op de modellen, waarbij de beetplaten als basis gebruikt worden. Het aldus in was opgestelde gebit wordt bij de patiënt *gepast* om de opstelling eventueel te corrigeren en dan volgt de taak van het tandtechnische laboratorium om de in was opgestelde prothese in een kunststofprothese om te zetten.

Daartoe wordt het gipsmodel van de onder- en de bovenkaak ieder afzonderlijk met de zich daarop bevindende in was opgestelde onder- of bovenprothese met gips ingebed in een van de helften van een *cuvet*. Dit is een metalen doos, die uit twee op elkaar passende ringvormige helften bestaat.

Bij dit inbedden wordt zorggedragen, dat de porceleinen tanden goed in het gips gefixeerd worden, zodat bij de verdere bewerking hun juiste opstelling niet verloren kan gaan. Na verharding van het bij het inbedden gebruikte gips wordt de andere helft van de *cuvet* op de onderste *cuvethelft* geplaatst, waarin de prothese is ingebed. Deze bovenste *cuvethelft* wordt vervolgens volgegoten met gips, waarbij

door het gebruik van een *separatiemiddel* zorggedragen wordt, dat de gipsmassa bij het verharden niet aan het gips van de onderste cuvethelft vastgroeit. Hierdoor wordt bereikt, dat de beide cuvethelften na verharding van het gips weer van elkaar te verwijderen zijn. Met behulp van warm water worden vervolgens alle wasdelen en ook de thermoplastische beetplaat van de in was opgestelde prothese, die zich op het ingebedde model bevindt, weggespoeld, zodat tenslotte dus alleen de op hun plaats gefixeerde tanden en kiezen in de cuvethelft achterblijven. Plaatst men nu beide cuvethelften weer op elkaar, dan bevindt zich binnen in de gesloten cuvethelft een lege ruimte, die gevormd wordt door de plaatsen, die vroeger door de was- en de beetplaat waren ingenomen. Deze ruimten zijn het, die voor de vervaardiging van de prothese in kunststof met dit materiaal opgevuld moeten worden.

Door samenmenging van polymeerpoeder en monomeervloeistof, zoals de handel deze aan de tandheelkunde levert, wordt een *deeg* gemaakt en met deze plastische massa wordt de ruimte in de onderste cuvethelft gevuld, die oorspronkelijk door de was ingenomen werd. Vervolgens plaatst men de beide cuvethelften op elkaar en sluit de cuvethelft met behulp van een schroefpers, waardoor bereikt wordt, dat de nog plastische kunststofmassa onder invloed van de daarbij uitgeoefende druk goed in alle hoeken en gaten vloeit. Heeft men zich door een aantal *proefpersingen* ervan verzekerd, dat zich voldoende kunststofmassa in de cuvethelft bevindt, dan wordt deze gesloten. De kunststof in de cuvethelft wordt dan gepolymeriseerd, hetgeen geschiedt door de cuvethelft in water meestal tot op het kookpunt te verhitten. Na afloop van de polymerisatie en afkoeling wordt de cuvethelft geopend en kan de thans uit kunststof bestaande prothese uit het gips verwijderd worden. Na polijsting is de prothese dan gereed om bij de patiënt geplaatst te worden.

Voor het vervaardigen van bruggen, kronen en kunststanden uit kunststof wordt een analoge werkwijze gevolgd als hierboven voor het maken van een prothese in het kort is aangegeven. Alleen bij de in de laatste tijd op de voorgrond tredende kunststoffen, waarmede men het maken van vullingen direct in de mond van de patiënt tracht te bereiken en die dus in de mond gepolymeriseerd worden, volgt men een andere werkwijze.

§ 2. *De samenstelling van de in de tandheelkunde gebruikte kunststoffen*

Ongeveer in het jaar 1928 diende de kunststof zich voor het eerst als tandheelkundig materiaal aan. Aanvankelijk bracht dit materiaal grote teleurstellingen en iedere tandarts, die in die jaren in de praktijk stond, zal zich deze onaangename ervaringen nog herinneren. Voor miljoenen guldens is er in de eerste jaren schade geleden door patiënten en tandartsen over de gehele wereld. De met de eerste tandheelkundige kunststoffen vervaardigde prothesen bleken na verloop van één of een luttel aantal jaren reeds totaal onbruikbaar te zijn. Zoals een Amerikaans onderzoeker het eens wat cru heeft uitgedrukt, is men bij de invoering van de kunststof als tandheelkundig materiaal getuige geweest

van een vivo-experiment op grote schaal, dat miljoenen gekost heeft en waarbij de patiënten als proefkonijnen hebben gediend.

Eerst in 1938 heeft de daarbij opgedane ervaring de *acrylaten* als de juiste kunststof voor tandheelkundig gebruik op de voorgrond doen treden en van die tijd af heeft deze groep van kunststoffen zich gestadig voor dit doel verder ontwikkeld. Thans, ruim een decennium later, kan men vaststellen, dat het kunnen toepassen van deze kunststof voor de tandheelkunde een grote vooruitgang betekent.

De vraag of de acrylaten reeds de beste groep zou zijn, die de kunststofchemie aan de tandheelkunde zal kunnen aanbieden en of men dienaangaande dus nog slechts wat ondergeschikte verbeteringen mag verwachten, hoort men vaak, en inderdaad niet geheel zonder grond, bevestigend beantwoorden. De kunststofchemie echter blijkt nog over meer mogelijkheden te beschikken dan men aanvankelijk kon aannemen. In dit verband is het mogelijk nuttig hier reeds te wijzen op een groep van kunststoffen, die thans stormenderhand hun opmars begonnen zijn. Hierbij wordt dan bedoeld op de zogenaamde siliconen, waarvan de uitvinding en toepassing aanvankelijk als een voor de oorlogvoering waardevol geheim werden bewaard. Het betreft hier een groep van kunststoffen, waarvan in afwijking van de tot nu toe bekende kunststoffen niet het vierwaardige element koolstof de feitelijke bouwsteen der macromoleculen is, maar waarin deze plaats ingenomen wordt door het element silicium, dat eveneens vierwaardig is. De ketens van de macromoleculen bij deze groep kunststoffen zijn siliciumketens -Si-Si-Si-Si- of siloxaanketens -Si-O-Si-O-Si-O-. De bindingen in deze ketens zijn sterker dan die in de koolstofketens van de ons tot nu toe meer vertrouwde macromoleculaire verbindingen. Bovendien is de binding van koolstofgroepen aan deze siliciumketens, de -Si-C-binding dus, eveneens zeer sterk — men denke maar eens aan het carborundum —. Men heeft bij deze nieuwe groep kunststoffen te maken met half anorganische, half organische verbindingen. Niettegenstaande deze tot voor kort geheel onbekende stoffen zich nog slechts in hun allereerste stadium van ontwikkeling bevinden, hebben zij reeds op tal van gebieden toepassing gevonden en hebben zij zich daarbij als een ongeken- de verrijking van mogelijkheden doen kennen. Ongetwijfeld zullen vertegenwoordigers van deze groep stoffen o.a. vanwege hun excessief waterafstotend gedrag binnenkort toepassing in de tandheelkunde vinden. Of deze toepassing zich ook zal gaan uitbreiden tot materiaal voor prothesen, vullingen, etc. is nog niet te overzien.

De bespreking van de thans in de tandheelkunde gebruikte kunststoffen kan zich, zoals reeds is opgemerkt, beperken tot een bespreking van de acrylaten.

Acrylaten zijn kunststoffen, die opgebouwd zijn uit acrylzuur, $\text{CH}_2 = \text{CH-COOH}$ en de derivaten daarvan, waaronder vooral het metacrylzuur, $\text{CH}_2 = \text{C-COOH}$, het meest op de voorgrond treedt.



De polymeren van acrylzuur en metacrylzuur zijn doorzichtige, harde en vrij brosse stoffen, die een zekere affiniteit tegenover water bezitten. Deze beide kunststoffen absorberen namelijk geredelijk water, waarbij zij wat zwellen. De sterk polaire carboxylgroepen langs hun ketens verklaren deze eigenschap.

Door verestering van de zuurgroepen langs de ketens van de acrylaten kan men de polairiteit van de carboxylgroepen afzwakken en door deze inwendige plasticering (zie hoofdstuk VIII, deel I) ontstaat een reeks kunststoffen, die mechanische eigenschappen bezitten, welke hen uitstekend geschikt maakten om als materiaal voor prothesen enz. te worden gebruikt. Hierbij kwam naar voren, dat vooral de *methylester van het metacrylzuur* als basis voor een tandheelkundige kunststof het beste voldeed. Bij deze ontwikkelingsgang heeft ook het feit medegesproken, dat de verwerkingstechniek van dit materiaal niet veel afweek van die, waarmede de tandtechniek reeds vertrouwd was bij het „stoppen” en vulcaniseren van rubberprothesen.

De metacrylzure methylester is een vloeistof, die bij $100,3^{\circ}$ kookt, bij -48° smelt en een s.g. van 0,985 heeft. Afgesloten van lucht en licht bewaard is het een vloeistof, die beneden 65° niet uit zichzelf polymeriseert en dus onbeperkt houdbaar is. Zuurstof werkt echter, zoals vroeger reeds besproken is, positief katalytisch op de polymerisatie.

Om een flesje met monomeervloeistof, dat bij gebruik o.a. in het tandtechnisch laboratorium vaak open en dicht gaat, onbeperkt houdbaar te doen zijn, voegt men aan de inhoud daarvan een weinig van een anti-oxydantium, meestal pyrogallol of hydrochinon, als inhibitor toe, waarbij deze vertragend werkende agentia dus hier als stabilisator dienst doen.

Zonder vulmiddelen etc. is de gepolymeriseerde metacrylzure methylester een heldere, als *glas doorzichtige kunststof*, welke als het zogenaamde *Plexiglas* uitgebreide toepassing vindt. Plexiglas heeft naast zijn mindere breekbaarheid bovendien het voordeel, dat het meer ultraviolet licht doorlaat dan gewoon glas. Het is echter minder hard en krast dus spoedig, waardoor het minder doorzichtig wordt.

Het s.g. van de polymetacrylzure methylester is 1,19, waaruit volgt, dat bij de polymerisatie — het s.g. van het monomeer is immers 0,985 — een volumecontractie van niet minder dan 23% optreedt. Tegen warmte is deze kunststof vrij bestendig, eerst bij 125° begint het te verweken, tot 200° kan het verhit worden zonder dat het verkleurt; bij 250° gaat het depolymeriseren, bij 450° is het voor 90% gedepolymeriseerd.

Al hebben practisch alle thans in de tandheelkunde gebruikte kunststoffen de metacrylzure methylester als basisgrondstof, dit betekent echter niet, dat er tussen de verschillende merken van dit materiaal geen verschillen zouden bestaan. Naast het gebruik van uiteenlopende katalysatoren, inhibitoren, kleurstoffen, pigmenten, plasticceermiddelen, enz. kunnen de verschillende merken zich van elkaar onderscheiden door het al of niet aanwezig zijn van copolymeren. Bekend is, dat

in sommige merken als zodanig polystyreen dan wel polyvinylacetaat en polyvinylchloride aanwezig zijn. Ook komen als copolymeer voor de esters van metacrylzuur met meerwaardige alcoholen (b.v. glycerine) of onverzadigde alcoholen (b.v. allyl alcohol). In beide laatste gevallen doet zich dan de mogelijkheid voor, dat er tussen de ketenvormige macromoleculen sterke primaire bindingsbruggen optreden, waardoor de kunststof in mechanisch opzicht steviger wordt.

De vorm, waarin het materiaal door de fabrikant aan de tandheeskunde geleverd wordt, is, zoals reeds is vermeld, die van een *poeder* en

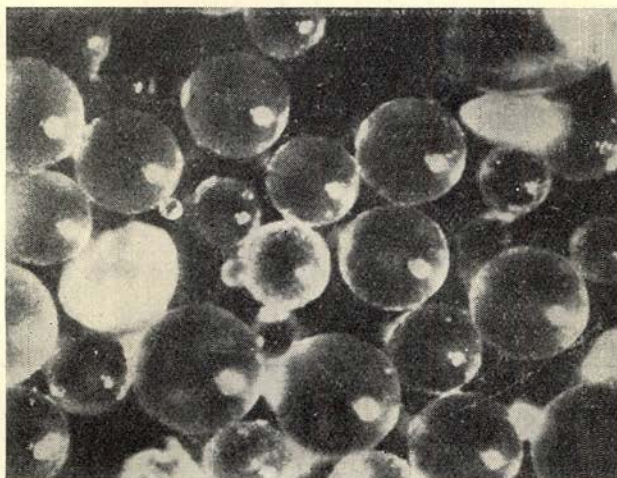


Fig. 21

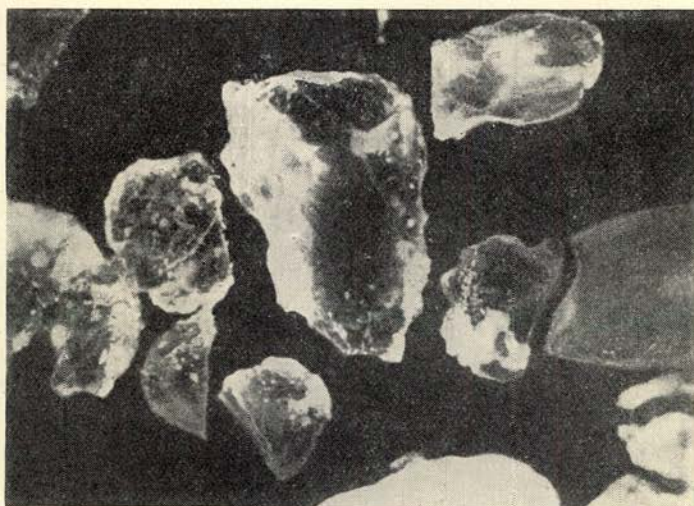


Fig. 22

een *vloeistof*, waarbij het poeder uit volledig gepolymeriseerde kunststof bestaat en de vloeistof meestal uit het monomeer ervan. Bij de Amerikaanse merken bestaat het poeder als regel uit kogelronde deeltjes, (fig. 21) het reactieproduct van paarlpolymerisatie (zie hoofdstuk VII, blz. 113), bij de Europese merken hebben de poederdeeltjes veelal een grillige vorm, hetgeen er op wijst, dat het poeder door het fijnmalen van grotere stukken is verkregen (zie fig. 22).

Naast de vloeistof-poedervorm wordt de kunststof soms in *gelvorm*, verpakt in *tube*, aan de tandheelkunde geleverd, waarbij de gel bestaat uit polymeer opgelost in het monomeer. Deze leveringsvorm heeft inderdaad, zoals bij de bespreking in de volgende paragraaf nog ter sprake zal komen, een voordeel, maar daartegenover staat het nadeel, dat de inhoud der tuben, als deze wat langer bewaard worden, geheel of gedeeltelijk polymeriseert. In deze vorm heeft het product, zoals dat in het Engels kenmerkend uitgedrukt wordt, een te korte „shelflife”, waarmee aangeduid wordt, dat het product te kort op de plank in de kast bewaard kan worden.

Plasticeermiddelen. Na hetgeen er in Deel I, Hoofdstuk VIII, blz. 147 is besproken omtrent de plasticeermiddelen kan hier volstaan worden met het volgende daaromtrent op te merken. Het toepassen van uitwendige plasticeermiddelen bij de tandheelkundige kunststoffen — als zodanig vindt men in de literatuur als regel het dibutylphtalaat en het tricresylfosfaat vermeld — wordt vaak als een handelwijze aangeduid, waarvan men de juistheid betwijfelt. Men wijst er daarbij op, dat men beter het middel der inwendige plasticering door copolymerisatie of anderszins kan toepassen. Uitwendige plasticeermiddelen kunnen namelijk door het speeksel in de mond uitgewassen worden, waardoor het oppervlak van de kunststof corrodeert, terwijl er bovendien twijfel bestaat of deze plasticeermiddelen wel volkomen schadeloos voor het mondslijmvlies zijn. Inderdaad zijn er in de medische literatuur zeer recent enige publicaties verschenen, die het tricresylfosfaat als een middel dat prolifererend op het weefsel werkt, kenmerken. De aanwezigheid van uitwendige plasticeermiddelen maken de kunststof bovendien toegankelijker voor water en tenslotte zij er op gewezen, dat vormveranderingen van de prothese door het relaxeren van inwendige spanningen in de prothese in de hand gewerkt worden bij aanwezigheid van uitwendige plasticeermiddelen. Bevindt het plasticeermiddel zich in het kunststofpoeder, dan zal dit zich bij het aanmengen spoediger door de monomeervloeistof laten doordringen. Indien het plasticeermiddel opgelost in de monomeervloeistof aanwezig is, dan laat zich dit vrij gemakkelijk aantonen en wel door het laten verdampen van enige druppels monomeervloeistof op een stukje filtreerpapier. Blijft er dan een olieachtige vlek achter, dan wijst dit op de aanwezigheid van een plasticeermiddel.

De katalysatoren, die de polymerisatie moeten helpen versnellen, bevinden zich uit de aard der zaak in het polymeerpoeder, terwijl aan de monomeervloeistof om de reeds hierboven vermelde redenen vaak

vertragers als stabilisator zijn toegevoegd. Welke katalysator een fabrikant in zijn product gebruikt, koestert hij als een fabrieksgeheim. Het benzoylperoxide schijnt in deze het meest toegepast te worden. Vooral voor de kunststofproducten, die geleverd worden voor het kunnen maken van vullingen direct in de mond van de patiënt, is het katalysatoren-probleem van belang, aangezien de polymerisatie daarbij bij lagere temperatuur ($\pm 37^\circ$) sneller moet verlopen dan bij de prothesematerialen. De werking van het benzoyl-peroxide wordt bij deze kunststofsoorten meestal versneld door het toevoegen van zogenaamde activatoren, waarvoor o.a. tertiaire aminen gebruikt worden. Als materiaal voor het maken van directe vullingen schiet de kunststof in vele opzichten nog te kort. De sterke krimp bij het polymeriseren, het totaal ontbreken van adhaesieve eigenschappen t.o.v. de harde tandweefsels, de veel grotere thermische uitzettings-coëfficiënt dan die van het tandweefsel, de warmteontwikkeling bij de vrij snelle polymerisatie en de schadelijkheid van het monomeer voor de pulpa vormen hierbij nog niet overwonnen tekortkomingen.

Kleurstoffen, pigmenten en vulmiddelen moeten aan de ongekleurde en doorzichtige polymetacrylzure methylester worden toegevoegd om dit materiaal het gewenste aesthetische uiterlijk te geven. Als prothesemateriaal moet het de tandvleeskleur benaderen en als materiaal voor kunsttanden, enz. het aanzien en de tinten van tandglazuur. Men is daarin bij de kunststof op voortreffelijke wijze kunnen slagen en het fraaie cosmetische effect, dat men met dit materiaal heeft weten te bereiken is dan ook de voornaamste reden waarom rubber als prothesemateriaal practisch niet meer gebruikt wordt.

Aanvankelijk echter heeft de kleurbestendigheid grote moeilijkheden opgeleverd. De eerste kunststoffen, die aan de tandheekkunde geleverd werden, bleken in de mond spoedig te verkleuren en gaven de prothesen dan een hoogst onanzienlijk uiterlijk. De oplosbare kleurstoffen, die in de industrie gebruikt worden om aan kunststofproducten fraaie kleuren en tinten te geven, worden tegenwoordig bij de dentale kunststoffen niet meer gebruikt, omdat deze kleurstoffen in de mond niet houdbaar bleken te zijn. In de tandheekkundige kunststof gebruikt men tegenwoordig bijna uitsluitend anorganische pigmentkleurstoffen. Beziat men het polymerepoeder onder het microscoop, dan kan men de korrels der kleurpigmenten waarnemen aan de periferie van de poederdeeltjes. Vermiljoen en Cadmiumrood, afgezwakt door zinkoxyde of titaanoxyde, verzorgen b.v. als regel de bekende rose tandvleeskleur. Het zinkoxyde en het titaanoxyde, in het bijzonder het laatste vanwege zijn hoge brekingsindex, worden tevens gebruikt om het opale uiterlijk van de natuurlijke tanden na te bootsen. Om de kunststofstanden de vereiste kleurnuances te geven worden dezelfde pigmentkleurstoffen gebruikt als bij de fabricaties van porceleinen tanden. Achter de kleurgeving aan kunststanden en hun kleurbeoordeling verschuilt zich een ingewikkeld fysisch probleem en tevens de physiologische problemen van het zien van kleuren.

Tegenwoordig wordt reclame gemaakt voor kunsttanden, zowel van porcelein als van kunststof, die fluorescerende stoffen bevatten. Een fluorescerende stof heeft de eigenschap om de energie van het licht, dat door de stof geabsorbeerd wordt, ten dele weer af te staan door het uitzenden van licht met een grotere golflengte. Het geabsorbeerde en het teruggekaatste licht verschillen dan in kleur. Indien men b.v. een natuurlijke tand in een donkere kamer in een bundel ultraviolet licht brengt, dan begint de tand licht met een blauwe tint uit te zenden. De ultraviolette stralen, die voor ons oog niet waarneembaar zijn, worden door stoffen die in de natuurlijke tand aanwezig zijn — zij zetelen voornamelijk in de interprismatische stof — geabsorbeerd en de daarbij opgenomen energie wordt weer ten dele afgestaan in de vorm van een emissie met een grotere frequentie, die in dit geval binnen het zichtbare deel van het spectrum valt. Het zichtbaar maken van Röntgenstralen op een fluorescerend scherm berust op een analoog verschijnsel. Ook de golflengten van het zichtbare spectrum kunnen door fluorescerende stoffen in kleuren met langere golflengte worden omgezet. Aan de kleurnuance, die men aan natuurlijke tanden waarneemt, kunnen dergelijke verschijnsels bijdragen, maar het is de vraag of het waarde heeft, dat men dit bij het maken van kunsttanden tracht na te bootsen. De lichtbreking en de tintvorming geschieden bij kunsttanden op volkomen andere wijze dan in de structuren van het natuurlijke tandglazuur en al zou men b.v. in de kunstproducten dezelfde kleurstoffen kunnen verwerken als in de natuurlijke tanden aanwezig zijn, dan zouden de tinten nog verre van overeenstemmen.

§ 3. *De verwerkingstechniek*

Onder de eerste kunststoffen, die zich bij de tandheelkunde voor toepassing als prothesemateriaal aandienen, waren enkele vertegenwoordigers van de groep hardende kunststoffen (thermosetting) en wel van het phenol-formaline type. Hun verwerkingstechniek was vrij om slachtig en bovendien voldeed deze groep kunststoffen niet vanwege hun mechanische eigenschappen (te bros) en hun geringe kleurbestendigheid.

De niet hardende (thermoplastische) kunststoffen werden aanvankelijk geleverd in de vorm van platen, die ongeveer de vorm hadden, zij het dikker, als waarin het materiaal voor het vervaardigen van boven- en onderbeetplaten geleverd wordt. Deze kunststofplaten bestonden als regel uit polystyreen, polyvinylchloride, polyvinylacetaat en copolymeren daarvan. De platen werden door warmtewerking plastisch gemaakt en in die toestand tussen de beide cuvetthelften gelegd, die tenslotte na enkele proefpersingen onder druk gesloten werden. De kunststof, waaruit de platen waren samengesteld, was nog niet volledig gepolymeriseerd, zodat de prothesen in de cuvetten moesten worden nagepolymeriseerd. Aangezien deze kunststofplaten langzaam vanzelf verder polymeriseerden, werd het materiaal bij bewaren stugger en minder goed te verwerken; zij hadden een korte „shelflife”. Het gevolg ervan was, dat het verwerkingsvoorschrift dan wat betreft de ver-

werkingstemperatuur, de vereiste persdruk, enz. niet meer met de veranderde eigenschappen klopte, hetgeen tot allerlei moeilijkheden aanleiding gaf. Verder was aan deze techniek, die dan ook thans niet meer toegepast wordt, het nadeel verbonden, dat er sterke inwendige spanningen in de vervaardigde prothesen optraden. Het veelvuldig optreden van plotselinge breuk bij het dragen van de prothesen was daarvan een gevolg.

Een variatie op deze techniek was, dat de kunststof niet in plaatvorm, maar in poedervorm in de cuvet werd gebracht en dit poeder door warmtewerking en druk in de cuvet werd samengesinterd. Ook deze techniek heeft zich niet weten te handhaven o.a. vanwege de inwendige spanningen, die erbij in het materiaal optraden.

Dit is eveneens het geval geweest met de zogenaamde *injectietechniek*, die in de kunststofindustrie algemene verbreiding heeft en aanvankelijk ook in de tandtechniek geprobeerd is. Men had daarvoor speciale cuvetten nodig, die door een zijdelingse opening konden worden aangesloten op een pomp, die de door warmtewerking plastisch gemaakte kunststofmassa in de cuvet perste. De benodigde apparatuur was vrij kostbaar, hetgeen dus mede een bezwaar tegen deze techniek was.

Poeder-vloeistoftechniek. Op het ogenblik vindt in de tandtechniek voor de verwerking van de kunststof bijna uitsluitend de poeder-vloeistofmethode toepassing. Door het aanmengen van polymeer in poedervorm met monomeervloeistof wordt een deegvormige en goed plastische massa verkregen, waarmede de cuvetten — evenals vroeger bij het vervaardigen van rubberprothese — worden „gestopt”. De cuvetten worden vervolgens onder aanwending van druk gesloten en zijn dan gereed om aan het polymerisatieproces te worden onderworpen.

Direct na het mengen van het polymeerpoeder en de monomeervloeistof, waarbij men de door de fabrikant in zijn verwerkingsvoorschrift opgegeven mengverhouding heeft te respecteren, ziet het mengsel er brokkelig uit alsof er te weinig vloeistof zou zijn gebruikt. Na enige tijd hebben zich alle poederdeeltjes, waarin de monomeervloeistof gaat binnendringen, goed bevochtigd en worden deze deeltjes onder invloed van de oppervlaktespanning der vloeistof dichter tegen elkaar aangetrokken. Er verschijnt dan wat vloeistof aan het oppervlak van de thans goed vochtig uitzijnde massa. De viscositeit van het aangemaakte mengsel is dan gering en de massa is in dit stadium goed te roeren. Allengs dringt meer vloeistof de poederdeeltjes binnen, die daardoor opzwellen en ten dele desintegreren, terwijl in de vloeistof, die zich nog tussen de poederdeeltjes bevindt, polymeer oplost. De massa wordt dan kleverig en laat zich in draden trekken. Als de vloeistof, die de deeltjes nog omgeeft, zich met polymeer verzadigd heeft, verandert de massa weer van eigenschappen en aanzien; zij verliest haar kleverigheid, wordt deegachtig en laat zich plastisch goed vervormen. Het is in dit stadium, dat de kunststofmassa in de cuvet moet worden gebracht. Wacht men langer, dan wordt de massa door het verder verdwijnen van de monomeervloeistof, zowel door verdamping

als door de reeds optredende polymerisatie en door het verder binnendringen in de polymeerdeeltjes, elastisch en tenslotte, voornamelijk door verdamping van het monomeer, aan de buitenkant wat stijf en hard. Om verdamping van de monomeervloeistof gedurende het afwachten van het deegvormige stadium tegen te gaan, dekt men het mengvat met een horlogeglas of anderszins toe.

De snelheid, waarmede vloeistof en poeder op elkaar inwerken, hangt van meerdere factoren af. Hogere temperatuur vergroot de snelheid, terwijl kleine polymeerdeeltjes, die gezamenlijk immers een groter inwerkingsoppervlak voor de monomeervloeistof hebben, de snelheid van inwerking eveneens bevorderen. Bevinden er zich plasticceermiddelen in de polymeerdeeltjes, dan dringt het monomeer daarin sneller binnen, waardoor de reactie tussen beide eveneens versneld wordt.

Hier ter plaatse zij er op gewezen, dat als in monomeervloeistof wat polymeer wordt opgelost, dit laatste katalytisch de polymerisatie van het monomeer bevordert. Daarom moet men in het tandtechnisch laboratorium er voor zorgdragen, dat door slordigheid of anderszins geen polymeerpoeder in het flesje met monomeervloeistof terecht komt. De inhoud van een op dergelijke wijze verontreinigd flesje gaat dan bij het bewaren vanzelf polymeriseren en wordt daardoor ondeugdelijk voor verder gebruik.

Een variatie op de poeder-vloeistoftechniek is, dat beide grondstoffen niet vooraf met elkaar gemengd worden, maar dat droog poeder direct ter plaatse in de cuvet gestrooid wordt en daar ter plaatse met enige druppels monomeervloeistof wordt bevochtigd. Vervolgens wordt daarop weer wat poeder gestrooid, dat wederom bevochtigd wordt, enz. tot zich in de cuvet voldoende kunststofmassa bevindt om met het proefpersen te kunnen beginnen. Het voordeel van deze methode is, dat het materiaal spaart en dat zich bij het moeten gebruiken van verschillende gekleurde kunststoffen naast elkaar, — b.v. bij het vervaardigen van een kroon of kunsttand voor het verkrijgen van een kleurverschil tussen het incisale en cervicale gedeelte — de juiste kleur nauwkeurig op de juiste plaats kan worden aangebracht.

Een andere variatie op de poeder-vloeistoftechniek is het gebruik van het kunststofmateriaal in de vorm van een gel, die verpakt in tuben geleverd wordt. Deze gel, bestaande uit polymeer opgelost in monomeer, kan direct in de cuvetten worden gebruikt. Men bespaart zich hier dus de moeite en ook het eventuele maken van fouten bij het zelf moeten aanmaken van poeder en vloeistof voor het verkrijgen van de deegvormige massa. Het nadeel van de gelvorm is, zoals reeds vroeger vermeld, de korte „shelflife” van dit product; de inhoud van de tuben verhardt namelijk na enige tijd.

Separatiemiddelen. Het plastische deeg van de kunststofmassa mag niet zonder meer met het gipsoppervlak in de cuvet in aanraking worden gebracht. In de eerste plaats zou wat monomeervloeistof daaruit door het gips opgezogen kunnen worden, waardoor na het polymeriseren het gips uiterst moeilijk van de prothese te verwijderen zou zijn. Bovendien

moet de nog niet gepolymeriseerde kunststof voor aanraking met vocht gevrijwaard worden. Geschiedt dit niet of onvoldoende dan vertoont na de polymerisatie het vervaardigde kunststof-voorwerp witte vlekken aan zijn oppervlak. De verklaring daarvan is de volgende. Plaatselijk dringt wat water de nog deegvormige kunststofmassa binnen en vormt ter plaatse een emulsie van kleine waterdruppels. In deze druppels lost wat monomeer op, dat daarbij een sterke kookpuntsverlaging ondergaat. Reeds bij lage temperatuur ontstaan dan gedurende het polymeriseren kleine dampbellen dicht onder het oppervlak van het te polymeriseren voorwerp, hetgeen de genoemde witte vlekken veroorzaakt. Om deze redenen moet het gipsoppervlak in de cuvet, dat met de deegvormige massa in aanraking komt, een voorbehandeling ondergaan.

Het klassieke middel om het gips en de nog plastische kunststofmassa van elkaar te separeren is het gebruik van tinfoolie, dat over het oppervlak van het model in de cuvet gebruneerd wordt. Het is een wat werkelijke methode, maar nog steeds de beste. Eenvoudiger is het gebruik van verschillende daartoe in de handel gebrachte separatiemiddelen, die in opgeloste toestand of in pasteuze vorm met een penseel op het gipsoppervlak worden aangebracht.

De samenstelling van deze waterdichte filmen-vormende materialen wordt door de fabrikanten geheim gehouden. Daaronder komen producten voor, die gemaakt zijn op zeepbasis, op waterglasbasis, op alginaatbasis, op cellulose-acetaatbasis e.a. (Ongetwijfeld zullen de vroeger genoemde siliconen vanwege hun sterke waterafstotende eigenschappen hiervoor binnenkort ook toepassing vinden).

Nadat in de cuvet voldoende kunststofmassa is aangebracht, worden de beide cuvethelften op elkaar geplaatst en enkele proefpersingen uitgevoerd. Deze dienen om de nog plastische kunststofmassa naar alle plaatsen te doen vloeien en om er zich, voordat de cuvet definitief gesloten wordt voor het uitvoeren van de polymerisatie, van te overtuigen, dat voldoende en ook niet teveel kunststofmassa in de cuvet aanwezig is. Bij het proefpersen moet men de druk slechts langzaam laten toenemen, aangezien de wel plastisch doch echter taai visceuze kunststofmassa tijd nodig heeft om onder invloed van de uitgeoefende druk te vloeien.

§ 4. *Het polymeriseren*

De polymerisatie wordt uitgevoerd door de gesloten cuvet in water te plaatsen en de temperatuur daarvan veelal tot kookhitte op te voeren. Voor een goed begrip van de juiste uitvoering der polymerisatie is enig inzicht vereist in hetgeen daarbij in de cuvet plaatsheeft.

Temperatuurverloop. Bepaalt men gedurende het polymeriseren het verloop van de temperatuur van het water, waarin de cuvet geplaatst is en de temperatuur van de kunststofmassa, welke zich in de cuvet bevindt en zet men beide gegevens grafisch uit, dan verkrijgt men krommen, zoals fig. 23 die aangeeft.

De getrokken lijn betreft het verloop van de temperatuur van het water; de verhitting was dusdanig, dat het water per minuut één graad in temperatuur toenam. De gestippelde lijn geeft het temperatuurverloop aan in de kunststofmassa, welke zich in de cuvet bevindt.

De temperatuurstijging van de kunststofmassa blijft in de aanvang ten achter bij die van het omringende water. De oorzaak daarvan is duidelijk; de gips in de cuvet en ook de kunststof zelf zijn namelijk slechte warmtegeleiders. Bij ongeveer 70° echter vertoont de temperatuurlijn van de kunststofmassa een stijging. De exotherme ketenreactie is dan begonnen en de daarbij vrijkomende warmte, die door de slechte warmtegeleiding niet spoedig kan afvloeien, doet de massa snel in temperatuur stijgen. In een luttel aantal minuten is de temperatuur

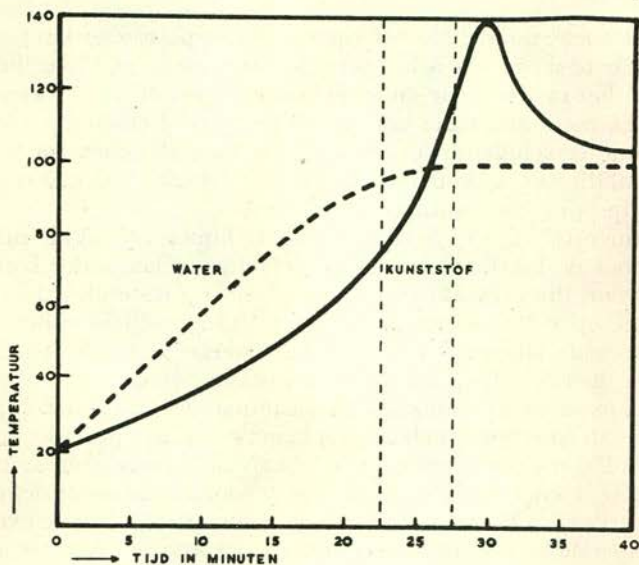


Fig. 23

van het omringende water overtroffen en even snel blijft de temperatuur tot zelfs boven 100° stijgen. Hoe dikker de kunststofmassa is, die zich in de cuvet bevindt, hoe meer warmte er zal worden ontwikkeld en des te hoger zal de temperatuurpiek boven de 100° uitstijgen. Zodra de zeer snel verloopende ketenreactie, de feitelijke polymerisatie, is afgelopen, daalt de temperatuur van de kunststof in de cuvet tot de temperatuur van het omringende water, die ondertussen tot 100° is opgelopen, bereikt is.

Verloop der plasticiteit. Beschouwt men deze temperatuurgrafiek in samenhang met de kromme, die het verloop van de plasticiteit van de kunststofmassa in de cuvet aangeeft (zie fig. 24), dan laten zich daaruit enige belangrijke conclusies trekken, die van belang zijn als richtlijn voor de juiste wijze van polymeriseren.

Op de tijd nul, dus bij een temperatuur van 30° , is in de zo juist gesloten cuvet de deegvormige kunststofmassa nog zeer plastisch. Bij het toenemen van de temperatuur begint aanvankelijk in een vrij langzaam tempo de polymerisatie reeds, waardoor de plasticiteit langzaam afneemt. Als de temperatuur van de kunststof tot 65° is opgelopen, begint de feitelijke polymerisatie en daarmee de sterke warmteontwikkeling en snelle temperatuurstijging. Deze temperatuurverhoging zal de massa aanvankelijk plastischer maken en men ziet dan ook de kromme, die in de fig. 24 het verloop van de plasticiteit aangeeft, sterk stijgen. Al spoedig echter wordt deze invloed van de temperatuurverhoging overtroffen door de gevolgen van de ondertussen plaatshebbende polymerisatie. Met het aangroeien van de ketens neemt de viscositeit van de

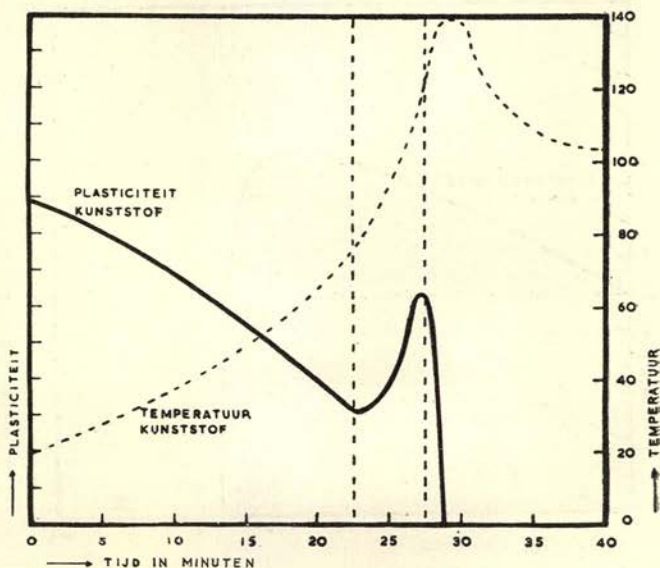


Fig. 24

kunststofmassa toe en vermindert dus de plasticiteit. Aangezien de ketengroei, de polymerisatie, uiterst snel verloopt, vertoont de kromme, die het verloop der plasticiteit aangeeft, dan ook een scherpe daling.

Dimensiewijzigingen. Een derde fysisch verschijnsel, dat voor een bespreking van de uitvoering der polymerisatie eveneens van belang is om vooraf nader beschouwd te worden, betreft de volumeveranderingen, die de kunststofmassa daarbij ondergaat.

Het polymeriseren van de metacrylzure methylester gaat met een belangrijke volumecontractie gepaard en wel van niet minder dan ± 23 volume %.

De deegvormige massa echter, waarmee de cuvetten gevuld worden, bestaat uit een mengsel van reeds gepolymeriseerd poeder en monomeervloeistof. Deze beide worden als regel in een volumeverhou-

ding gemengd van ongeveer 1 volume-deel vloeistof tegen 3 à 4 volumedelen poeder. De contractie bij het polymeriseren van een dergelijk mengsel is belangrijk minder dan die bij het zuivere monomeer en bedraagt ongeveer 5 à 7%. Hoe minder vloeistof men gebruikt bij het aanmaken van het deeg, hoe geringer zal de contractie zijn. (Met deze conclusie moet men toch echter wat voorzichtig zijn. Men moet namelijk, vooral bij de snel polymeriserende kunststoffen, die tegenwoordig als materiaal voor vullingen worden gebruikt, er rekening mede houden, dat, alvorens het deeg in de caviteit wordt gebracht, de ketengroei en daarmee de contractie van het monomeer reeds ten dele heeft plaatsgehad.)

Alvorens de volumecontractie, die de polymerisatie vergezelt, in de

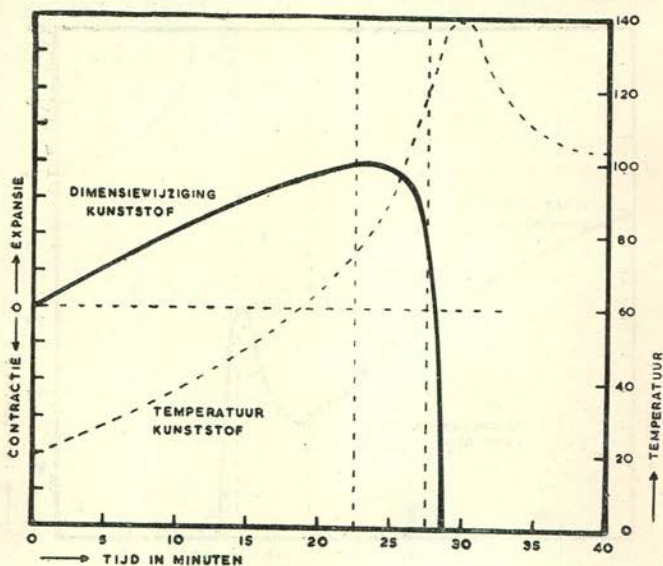


Fig. 25

cuvet plaatsheeft, is bij de uitvoering van het polymerisatieproces een expansie opgetreden. Bij de verwarming namelijk van kamertemperatuur tot 65° , de temperatuur, waarop de polymerisatie eerst goed begint, expandeert de in de cuvet aanwezige kunststofmassa. Deze thermische expansie bedraagt over het genoemde temperatuur-traject zelfs niet minder dan 4 volume % en overtreft verre de thermische uitzetting van het in de cuvet mede aanwezige gips, welke over hetzelfde temperatuurtraject slechts $\pm 0,10\%$ bedraagt.

Het verloop van de volumeveranderingen, die de kunststofmassa bij de uitvoering van de polymerisatie in de cuvet ondergaat, geeft fig. 25 te zien.

De aanzienlijke expansie, die in de aanvang optreedt, veroorzaakt in de reeds onder druk gesloten cuvet grote spanningen, die het gevaar opleveren, dat het gips van de ingebodde modellen deze niet kan weer-

staan. De modellen zouden daardoor een blijvende vervorming kunnen ondergaan met als gevolg, dat het vervaardigde werkstuk (prothese, kroon, etc.) niet meer zou passen. Vooral bij wat dikke werkstukken kan dit euvel optreden. De na het proefpersen volkomen op elkaar gesloten cuvethelften, moeten, alvorens zij verhit worden, door een slag teruggedraaien van de cuvetpers weer wat geopend worden, om de thermische expansie wat ruimte te geven. Op het moment, dat de temperatuur van de kunststofmassa in de cuvet ongeveer 70° heeft bereikt en de expansie in een contractie overgaat, moet de cuvet door het aandraaien van de pers weer volkomen gesloten worden (anders zou men b.v. bij een prothese een beetverhoging krijgen). Dit is bovendien nodig om, zoals straks nader besproken zal worden, de kunststof gedurende het moment, dat de massa polymeriseert onder voldoende druk te houden. Nu coïncideert het moment, dat de cuvet weer totaal gesloten moet worden met, zoals fig. 24 leert, het moment, dat de kunststofmassa in de cuvet een grotere plasticiteit gekregen heeft. Dit bevordert natuurlijk de mogelijkheid om de cuvet weer volkomen te kunnen sluiten, maar de keuze van het juiste moment om dit te doen is niet eenvoudig en eist ervaring. Daarom stellen meerdere onderzoekers de eis, dat een cuvetpers met veersluiting wordt gebruikt. Meer automatisch immers sluit de cuvet zich onder invloed van de veerdruk vanzelf op het moment, dat de kunststofmassa in de cuvet weer een hogere plasticiteit heeft. Bovendien is aan een veersluiting van de cuvet het voordeel verbonden, dat de thermische expansie beter opgevangen wordt. Ook bij veersluiting moet de cuvetpers, nadat de thermische expansie heeft plaatsgehad en in de contractie overgaat, weer door een slag aandraaien verder gesloten worden om de kunststofmassa gedurende het polymeriseren onder voldoende druk te houden. Aan de hand van het bovenstaande zal het echter duidelijk zijn, dat de keuze van het juiste moment, dat men de pers weer moet aandraaien, bij veersluiting niet zo nauw luistert als bij gebruik van uitsluitend een schroefpers.

Om de contractie, die bij de polymerisatie optreedt, zoveel mogelijk te compenseren, moet de kunststofmassa in de cuvet gedurende de polymerisatie onder druk staan. Door het relaxeren van de in de massa daardoor opgewekte drukspanningen immers wordt de contractie dan bestreden. Dit geschiedt eveneens door het terugveren van de elastische vormveranderingen, die de gipsmassa in de cuvet ondergaat bij het opvangen van de daarop uitgeoefende druk. Bij sluiting van de cuvet komen drukbelastingen voor van 280 kg/cm^2 ; de elastische deformatie van het gips bedraagt daarbij $\pm 0,4\%$. Het is begrijpelijk, dat men om dergelijke hoge belastingen te kunnen weerstaan, geen gewoon modelgips maar hardgipssoorten gebruiken moet voor de modellen, waarop de kunststofwerkstukken worden gepolymeriseerd.

Met welke lineaire contractie van de kunststof de tot nu toe in volumepercenten opgegeven waarde van de polymerisatie-contractie gepaard gaat, is praktisch niet juist aan te geven. De lineaire dimensiewijzigingen zijn namelijk niet in alle richtingen voor het te polymeri-

seren voorwerp dezelfde, maar zijn afhankelijk van de vorm van het werkstuk, dat zich in de cuvet bevindt.

De compensatie van de contractie door de druk van de pers en het terugveren van het gips blijkt volgens meerdere onderzoeken ook bij lege artis uitgevoerde polymerisaties toch nooit volkomen te zijn. Als gemiddelde schijnt men bij de metacrylzure methylester op een resulterende contractie van $\pm 0,5\%$ lineair te moeten rekenen. In deze verschilt dan deze kunststof practisch niet van zijn illustere voorganger, de prothese-rubber, welk materiaal op een lange reeks van eervolle dienstjaren kan terugzien als materiaal voor prothesen. Na het vulcanisatieproces vertoont ook de protheserubber een contractie van deze orde van grootte (0,35 à 0,4%) en de jarenlange practijk met de rubberprothese heeft bewezen, dat daaraan klinisch geen bezwaren verbonden zijn. Bij de polymetacrylzure methylester doet zich, zoals straks nog ter sprake komt, bovendien een gunstige omstandigheid voor, waardoor de genoemde resulterende contractie van $\pm 0,5\%$ gecompenseerd wordt.

Bij de afkoeling van de cuvet na de polymerisatie van 100° tot kamertemperatuur doet zich door het verschil in thermische uitzettingscoëfficiënt tussen kunststof en gips een verschijnsel voor, dat aandacht vraagt. De thermische contractie van de kunststof gedurende de afkoeling is namelijk aanzienlijk groter dan die van het gips en daardoor klemt het vervaardigde werkstuk, b.v. de prothese, zich zeer vast op het gipsmodel. De daarbij optredende inwendige spanningen in de kunststof zullen zich voor het grootste deel elastisch relaxeren bij de verwijdering van de prothese uit het gips na het openen van de cuvet.

Het breken van gebitselementen. Een zeer onwelkom euvel, dat bij het polymeriseren van kunststofprothesen kan optreden, is het breken of barsten van de tanden. Bij het inbedden van de in was opgestelde prothesen moet men er voor zorgdragen, dit op een dergelijke wijze te doen, dat bij het onder druk sluiten van de cuvet, de daarbij optredende krachten niet op een ongunstige wijze door het materiaal der tanden wordt opgevangen. Aan alle zijden moeten de ingebedde gebitselementen door een voldoende dikke laag gips omgeven zijn en door een juiste vormgeving van het gips in de cuvet moet ervoor gezorgd worden, dat dit materiaal in een voldoende dikte de druk bij het sluiten van de cuvet opvangt. Verder moet bij het inbedden of juist gezegd reeds bij het opstellen van het gebit rekening gehouden worden met het feit, dat bij de temperatuurverhoging tot 100° , die voor het polymeriseren nodig is zowel de kunststof als het porcelein in de cuvet thermisch expanderen en later bij de afkoeling van de gepolymeriseerde prothese contraheren.

Als hoofdoorzaak voor het breken van tanden wijst men op onvoldoende druk, die bij het sluiten van de cuvet op de kunststofmassa uitgeoefend werd. Daardoor wordt de polymerisatie-contractie niet voldoende gecompenseerd en kunnen er in de kunststofmassa, die bij het polymeriseren tenslotte zeer taai plastisch wordt, dusdanige krimp-

spanningen ontstaan, dat onder invloed daarvan de aan hun vaste plaats gefixeerde gebitselementen zich begeven.

Waterabsorptie. Tenslotte dient bij de bespreking van de dimensiewijzigingen, die bij het polymeriseren optreden, aandacht geschonken te worden aan het gedrag van de polymetacrylzure methylester tegenover water. Deze kunststof namelijk absorbeert, als hij met water (en dus ook met speeksel) in aanraking komt, een niet te verwaarlozen hoeveelheid water. Dit gedrag is aan de polaire groepen toe te schrijven, die bij dit materiaal langs de ketens der macromoleculen aanwezig zijn en de gewichtstoename bedraagt bij verzadiging ongeveer 0,5%. Het water dringt de intermicellaire ruimten binnen en verzwakt de polaire bindingen tussen de macromoleculen, waarbij de kunststof een weinig zwelt. De hierbij optredende dimensiewijzigingen bedragen 0,7 tot 1,1% lineair en dit kan niet zonder meer voorbij gezien worden.

Bij een prothese is de afstand tussen de molaren aan de linker- en aan de rechterzijde ongeveer 50 mm, waaruit volgt, dat de zwelling, die bij verzadiging van de kunststof met water optreedt, deze afstand $\pm 0,5$ mm groter maakt. De gevolgen van een dergelijke dimensiewijziging laten zich demonstreren als men in een met water verzadigde prothese gips giet en na verharding de prothese van het aldus verkregen gipsmodel verwijdert. Laat men de prothese vervolgens een paar weken aan de lucht uitdrogen, dan past de prothese niet meer op het model. De opgetreden krimp herstelt zich echter weer volkomen, als men de prothese zich weer met water laat verzadigen; de prothese past dan weer op het model.

In verband met de hier ter sprake zijnde dimensiewijziging bij het ab- en desorberen van water is het noodzakelijk, dat, alvorens een kunststofprothese ingeslepen en bij de patiënt geplaatst kan worden, men er voor zorgt, dat de kunststof zich volledig met water verzadigd heeft. De patiënt moet er op gewezen worden, dat, als bij niet gebruik een kunststofprothese buiten de mond bewaard wordt, b.v. een reserveprothese, deze steeds onder water bewaard moet worden. Indien een prothese geheel is uitgedroogd, duurt het een paar weken alvorens deze zich, met water in aanraking gebracht, weer volkomen verzadigd heeft en zijn oude vorm heeft teruggekregen.

Aangezien een prothese, zoals deze na de polymerisatie uit de cuvet verwijderd wordt, niet volledig met water verzadigd is, moet men er voor zorgdragen, dat deze zich met water kan verzadigen.

In het voorafgaande werd er op gewezen, dat als resultaat van de contracties, die bij het polymerisatieproces optreden, de uit polymetacrylzure methylester vervaardigde werkstukken een contractie van gemiddeld 0,5% vertonen. Het is bij deze kunststof een gunstige toevalligheid, dat door de expansie bij de verzadiging van de kunststof met water deze contractie praktisch wordt opgeheven.

§ 5. *De temperatuur, waarbij gepolymeriseerd wordt*

Omtrent de snelheid, waarmede de temperatuur bij het uitvoeren

van de polymerisatie moet worden opgevoerd, omtrent de meest gewenste hoogte dezer temperatuur en omtrent de duur der verhitting bestaan er op het eerste gezicht nogal uiteenlopende opvattingen. Bij nadere beschouwing echter zijn deze verschillen, voor een groot deel met elkaar in overeenstemming te brengen, dan wel te verklaren.

Dat de temperatuurstijging in de kunststofmassa gedurende de polymerisatie, de temperatuurpiek, niet boven of althans niet veel boven de 100° mag uitkomen, staat in verband met het kookpunt van het monomeer, dat $100,3^{\circ}$ C is. Boven de 100° gaat de monomeervloeistof koken; hetgeen aanleiding geeft tot het vormen van dampbellen in de gedurende de polymerisatie steeds taaier wordende kunststofmassa. Deze dampbellen kunnen daaruit dan niet meer ontwijken, hetgeen

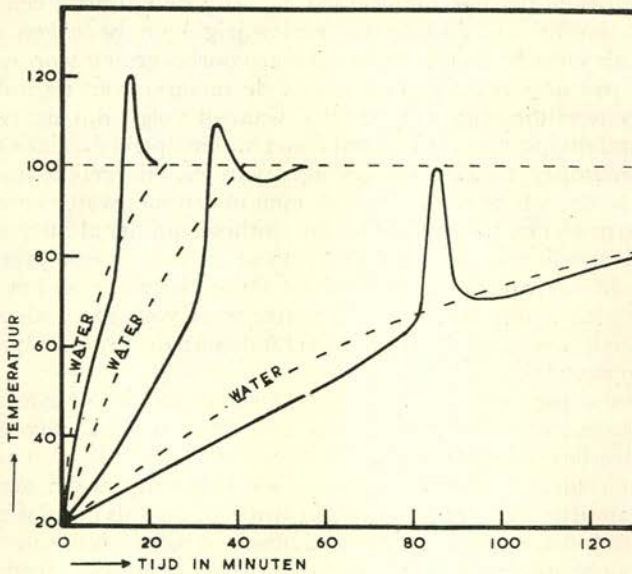


Fig. 26

tot gevolg heeft, dat de verkregen kunststof poreus zou worden. De hoge druk, die er aanvankelijk in de cuvet heerst, heeft een kookpuntverhoging van het monomeer tot gevolg, zodat een lichte overschrijding van de 100° in de kunststofmassa niet direct poreusiteit als noodlottig gevolg zal hebben.

Als men de temperatuur van het water, waarin voor de uitvoering van het polymerisatieproces de cuvet geplaatst wordt, slechts langzaam laat oplopen, zal, voordat de kunststof de 65° heeft bereikt, bij welke temperatuur de polymerisatie in een uiterst snel tempo gaat verlopen, reeds, maar in een langzamer tempo, een deel van de polymerisatie zich bij lagere temperatuur voltrekken. De daarbij ontwikkelde warmte kan zowel door het langzamere tempo, waarin deze vrijkomt als door de lagere temperatuur van het omringende water, voldoende snel af-

gevoerd worden. Aldus te werk gaande kan men er voor zorgen, dat de temperatuurpiek niet boven de 100° uitkomt. Het een en ander wordt verduidelijkt door fig. 26, waarvan de gegevens ontleend zijn aan een onderzoek dienaangaande. Hierbij werden in gelijkvormige cuvetten, gelijkvormige stukjes van eenzelfde kunststof echter met wisselende snelheden gepolymeriseerd en daarbij de temperatuur van de kunststof, die zich in de cuvetten bevond, aangetekend.

Het is begrijpelijk, dat zowel de vorm van de cuvet, de dikte van de gipslaag, de hoeveelheid en de dikte van de zich daarin bevindende kunststofmassa, de aard van de kunststof, o.a. wat betreft de daarin aanwezige hoeveelheid en soort katalysator, beslissende invloed hebben op de wijze, waarop de polymerisatie het beste uitgevoerd kan worden. Dit is dan ook onder meer een verklaring van het feit, dat men zo zeer uiteenlopende polymerisatie voorschriften in de literatuur aantreft.

Een polymerisatie, die bij lagere temperatuur en langzaam wordt uitgevoerd, doet in het algemeen gesproken langere ketens ontstaan, waardoor de gevormde polymerisaten, o.a. betere mechanische eigenschappen verkrijgen. Een bekend voorschrift voor een langzame polymerisatie bij lage temperatuur geeft b.v. aan, dat men de cuvet negen uur lang in een waterbad van ± 65 à 70° plaatst, daarna één uur aan de lucht laat koelen en alvorens de cuvet te openen deze nog 15 min. in koud water plaatst.

Men heeft echter waargenomen, dat bij polymerisatie op lage temperatuur in de verkregen werkstukken nog niet in reactie getreden monomeer achter kan blijven. Vooral bij dünnere werkstukken bleek dit het geval te zijn, hetgeen men verklaart met er op te wijzen, dat de temperatuur daarvan door de geringere warmteontwikkeling daarin niet voldoende hoog steeg. Niet alleen dat het achterblijven van monomeer de mechanische eigenschappen van het polymerisat ongunstig beïnvloedt, maar ook het feit, dat het monomeer met zijn agressieve dubbele binding slecht door de weefsels in de mond verdragen wordt, maakt het niet volledig in reactie treden van het monomeer tot een ongewenst verschijnsel. Deze monomeer-rest is vooral bij kunststoffen, die voor het maken van directe vullingen toegepast worden, waarbij uit de aard der zaak de polymerisatie op een lagere temperatuur plaats heeft, een zeer ongewenst verschijnsel, dat nog niet opgelost is. Het monomeer is namelijk niet onschadelijk voor de pulpa.

Bij werkstukken, die in de cuvet gepolymeriseerd worden, heeft men de oplossing van het „monomeer-rest” vraagstuk op de volgende wijze gevonden. Nadat de polymerisatie zich bij lage temperatuur voor het grootste gedeelte heeft voltrokken, wordt de temperatuur tenslotte opgevoerd tot 100° , om ook in de dünnere gedeelten van het werkstuk de polymerisatie volledig te maken. Een voorschrift dienaangaande geeft aan, dat de temperatuur eerst ± 2 uur op 65 — 70° gehouden moet worden, vervolgens tot 100° moet worden opgevoerd en tenslotte gedurende een half uur moet worden gekookt.

Een fabrikant kent uit de aard der zaak de samenstelling van zijn product wat betreft de toegevoegde katalysatoren, eventueel aanwezige

copolymeren, etc., zelf het beste en zal bij het opstellen van het verwerkingsvoorschrift, dat hij bij aflevering aan zijn product moet toevoegen, daarmee rekening hebben gehouden. Het ligt dus voor de hand, dat men dit verwerkingsvoorschrift niet ongelezen naast zich neer kan leggen. Indien men meent daarvan te kunnen afwijken, dan moet men zich zelf er door een grondige ervaring met dat materiaal vooraf van verzekerd hebben, dat men dit zonder schade voor de eigenschappen kan doen. Bij het opstellen van verwerkingsvoorschriften zitten de fabrikanten van tandheelkundige materialen soms tussen twee vuren. Een eenvoudig en kort verwerkingsvoorschrift is met het oog op concurrerende merken van voordeel. Aan dit voordeel wordt wel eens wat opgeofferd. Het is daarom niet uitgesloten te achten, dat men de ervaring opdoet, dat men met een wat meer omslachtige verwerking betere resultaten met een materiaal meent te kunnen krijgen. Het is dan de meest aangewezen weg zich daaromtrent zelf met de betreffende fabrikant in verbinding te stellen.

Porositeit is bij uit kunststof vervaardigde werkstukken een nog al eens vaak voorkomend euvel, waarvan de oorzaak gezocht moet worden in een onjuist uitgevoerde techniek.

Vroeger is er reeds op gewezen, dat, indien de temperatuur bij het polymeriseren te snel wordt opgevoerd, vooral in de dikkere gedeelten van een werkstuk, de temperatuurpiek tot boven de 100° kan oplopen en het monomeer gaat koken. Indien deze fout begaan wordt, kan men de daardoor veroorzaakte porositeit b.v. bij onderprothesen aan de dikkere linguale gedeelten waarnemen.

Een andere fout, die porositeit tot gevolg heeft is, dat bij het sluiten van de cuvet te weinig druk op de kunststofmassa is uitgeoefend. De contractie, die de polymerisatie vergezelt, wordt dan te weinig gecompenseerd met als gevolg, dat in het inwendige van de kunststofmassa grotere of kleinere krimpholten kunnen ontstaan. De aldus veroorzaakte porositeit is zowel aan de dikkere als aan de dunnere gedeelten van het werkstuk waar te nemen. De onvoldoende druk op de nog plastische kunststofmassa bij het sluiten van de cuvet kan twee oorzaken hebben. In de eerste plaats kan zich bij het sluiten van de cuvet daarin te weinig kunststofmassa hebben bevonden. Men heeft dan ongetwijfeld nagelaten de vereiste proefpersingen met de nodige zorg uit te voeren. De andere mogelijkheid is, dat men de cuvet met een kunststofmassa, die nog te dun vloeibaar was, heeft „gestopt”. Ook dan is men niet in staat bij het sluiten van de cuvet de vereiste druk op de nog plastische kunststof uit te oefenen. Men heeft in dit geval de fout begaan, dat men zich niet de tijd gegund heeft om het stadium van het poeder-vloeistofmengsel af te wachten, waarop het decg de vereiste consistentie had om in de cuvet te kunnen worden gebracht.

Een derde vorm van porositeit, die zich kan voordoen is geen techniek- maar meer een materiaalfout. Er kunnen zich namelijk in de deeltjes van het kunststofpoeder, zoals dit door de fabrikant wordt afgeleverd, reeds kleine holten bevinden. Deze holten kunnen vooral in

de ronde deeltjes, de reactieproducten van paarlpolymerisatie, voorkomen en hun ontstaan is o.a. aan de krimp bij hun polymerisatie toe te schrijven. In de met een dergelijk poeder vervaardigde werkstukken vindt men dan deze holten als een fijne poreusiteit terug. Een middel om deze soort poreusiteit te bestrijden is om de onder druk gesloten cuvet enige uren bij kamertemperatuur te laten staan, alvorens te polymeriseren. Door het dan verder binnendringen van de monomeervloeistof in de poederdeeltjes worden deze steeds plastischer en onder invloed van de druk, die in de gesloten cuvet heerst, worden de poreuse poederdeeltjes tot een massieve massa samengeperst.

§ 6. *Mechanische en fysische eigenschappen*

Aan de kunststoffliteratuur zijn de volgende gegevens omtrent enkele fysische en mechanische eigenschappen van polymethylmetacrylaat ontleend:

Soortelijk gewicht	1,16 — 1,20
Therm. uitz. coëff. (lineair)	81×10^{-6}
Warmtegeleiding	10 cal. per seconde/per cm^2 /per graad Celsius en per cm
Brinell hardheid (10/500/30)	17 — 20
Treksterkte	280 — 940 kg/cm^2
Druksterkte	560 — 1000 kg/cm^2

Het s.g. van deze kunststof is laag; het is het lichtste prothesemateriaal, dat de tandheelkunde thans kent. De vroeger zoveel toegepaste protheserubber heeft een s.g. van 1,25 — 2,67.

De thermische uitzettingscoëfficiënt is bijzonder hoog en de consequentie daarvan voor gebruik van deze kunststof als materiaal voor vullingen zal hieronder afzonderlijk besproken worden.

De warmtegeleiding is ongeveer van dezelfde orde van grootte als die van zink-fosphaatcement, het materiaal dat in de tandheelkunde voor isolatiedoeleinden onder vullingen etc. wordt gebruikt.

De Brinell hardheid is in vergelijking met andere voor de tandheelkunde van belang zijnde materialen laag. Silicaat cement, amalgaam, 22 karaats goud zijn 3 à 4 \times zo hard, tandglazuur 15 \times en porcelein 20 \times .

De treksterkte en de druksterkte zijn gegevens, die voor de beoordeling van dit materiaal in de tandheelkunde ten achter staan bij de gegevens, die door buigproeven en door kerfslagproeven met de slaghamer van Charpy (zie dict. I hoofdstuk V) worden verkregen. Deze laatste proeven geven namelijk een veel juister inzicht in de mechanische eigenschappen, die voor tandheelkundig gebruik van belang zijn. Volgens een door het Bureau of Standards daartoe ontwikkelde arbitrale buigproef worden op twee steunpunten rustende proefplaatjes van gestandaardiseerde afmetingen in het midden met een toenemend gewicht belast en de daardoor veroorzaakte doorbuiging opgetekend. Een materiaal, dat bij een dergelijke belasting aanzienlijk doorbuigt en niet breekt is taai en buigzaam te noemen, waartegenover een materi-

aal dat weinig doorbuigt en spoedig breekt stijf en bros te noemen is. Men kan dergelijke buigproeven ook bij verschillende temperaturen uitvoeren en krijgt zodoende een indruk van het verloop der mechanische eigenschappen van het materiaal met het stijgen der temperatuur.

De resultaten van een dergelijk door het Bureau of Standards verricht onderzoek vindt men weergegeven in fig. 27.

Bij deze proeven werd de doorbuiging bepaald, die de proefplaatjes onder een constante belasting van 50 gram bij verschillende temperaturen vertoonden. Uit de gevonden gegevens komt duidelijk naar voren, dat polymethylmetacrylaat gunstig afsteekt tegenover andere

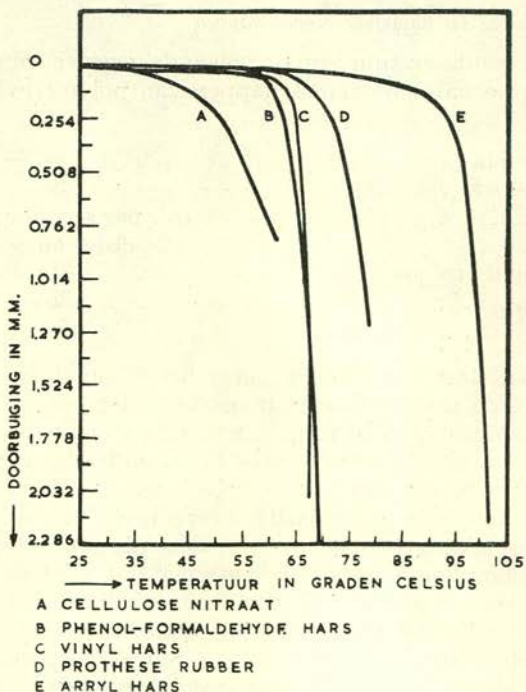


Fig. 27

kunststoffen, die in het begin als prothesemateriaal gebruikt werden en ook tegenover de vroeger zoveel gebruikte protheserubber. Het methylmetacrylaat blijkt bij temperatuurverhoging minder snel week te worden dan de andere onderzochte materialen en deze eigenschap is van grote waarde met het oog op de vormbestendigheid van de uit dit materiaal vervaardigde prothesen.

In kunststofprothesen namelijk komen steeds inwendige spanningen voor en onder invloed daarvan kan de vorm van de prothese zich op de duur wijzigen. Het optreden van inwendige spanning is het gevolg van de vele in het bovenstaande besproken dimensiewijzigingen, die zich bij het polymerisatieproces voordoen en zijn niet te voorkomen. Het is

practisch onmogelijk om een spanningsvrije kunststofprothese te vervaardigen. De thans in de tandtechniek vrijwel algemeen toegepaste poeder-vloeistoftechniek heeft zich als in dit opzicht nog de beste verwerkingstechniek doen kennen.

De aanwezigheid van inwendige spanningen laat zich bij doorzichtige materialen zeer fraai demonstreren met behulp van gepolariseerd licht. Voor onderzoek-doeleinden heeft men dan ook prothesen vervaardigd uit doorzichtige kunststof en daarin de aanwezigheid van inwendige spanningen met behulp van gepolariseerd licht kunnen vaststellen en bestuderen.

Laat men gepolariseerd licht gaan door een doorzichtige, volkomen isotrope stof — dat is een stof, waarvan de eigenschappen in alle richtingen hetzelfde zijn — dan wordt dit licht onveranderd doorgelaten. Plaast men een plaatje, vervaardigd uit een dergelijke stof, b.v. een



Fig. 28

stuk glas, tussen twee gekruiste nicols, dan zal het gezichtsveld donker blijven. Oefent men een druk uit op het stuk glas, dan zullen de moleculen daarvan in de richting van de drukbelasting dichter bij elkaar komen dan in andere richtingen. Het glas is dan niet meer isotroop maar anisotroop met als gevolg, dat het polarisatievlak van een doorvallende gepolariseerde lichtstraal over een bepaalde hoek wordt gedraaid. Tussen twee gekruiste nicols gebracht zal dan een deel van het doorvallende licht door het tweede nicol (de analysator) kunnen gaan en het gezichtsveld wat ophelderen. Bij een doorzichtige stof zullen zich de plaatsen, waar inwendige spanningen aanwezig zijn, demonstreren door ongelijke helderheid als men het materiaal in gepolariseerd licht geplaatst met een tweede nicol als analysator bestudeert. Fig. 28 geeft het beeld, dat men b.v. waarneemt, als men een schijfje Plexiglas, waarin inwendige spanningen aanwezig zijn, aldus onderzoekt. Zoals reeds opgemerkt heeft men met behulp van prothesen, vervaar-

digd uit doorzichtig materiaal, de aanwezigheid van inwendige spanningen bij kunststofprothesen kunnen vaststellen.

Deze inwendige spanningen trachten zich te relaxeren, hetgeen met een blijvende plastische vervorming van de prothese gepaard zou gaan. De stugheid en de vastheid bij gewone temperatuur en ook bij lichaamstemperatuur van het methyl-metacrylaat blijkt voldoende te zijn om de vormbestendigheid van de prothese te handhaven tegenover het streven van de aanwezige inwendige spanningen.

Wordt de temperatuur van het materiaal verhoogd, dan wordt dit weker en gaan de inwendige spanningen een kans krijgen om te relaxeren met als gevolg een vervorming van het voorwerp. Uit het verloop van de kromme van fig. 27 blijkt, dat bij temperatuurverhoging het methylmetacrylaat minder spoedig verweekt dan de andere onderzochte materialen, hetgeen van voordeel is met het oog op de hier ter sprake zijnde kwesties. Uit het verloop van de kromme blijkt, dat bij temperaturen, die in de mond kunnen voorkomen bij het nuttigen van warme spijzen en dranken polymetacrylzure methylester vormbestendig zal blijven. Zou men de prothese echter in aanraking brengen met water van b.v. 75°, dan wordt het materiaal reeds zodanig verweekt, dat de prothese zich onder invloed van de aanwezige inwendige spanningen sterk en onherstelbaar vervormt. In dit licht bezien is het dan ook niet overbodig de patiënten er met nadruk voor te waarschuwen, dat zij bij schoonmaken van hun prothese nooit water gebruiken van een dusdanige temperatuur, dat men er zijn handen niet in kan houden, dat is dan water boven de 50°.

Het vervormen van kunststofprothesen door het relaxeren van de inwendige spanningen bij hogere temperaturen is een hinderpaal bij het uitvoeren van reparaties. Als regel moet daarbij de prothese ingebed in een cuvet wederom aan de hoge polymerisatie temperatuur worden blootgesteld. Dit gaat onvermijdelijk gepaard met vervormingen en iedere aldus uitgevoerde reparatie betekent voor de patiënt de onaangename waarneming, dat de prothese niet meer precies past. Voor het uitvoeren van kleinere reparaties is dan ook het zo mogelijke gebruik van bij lage temperatuur polymeriserende kunststof wenselijk, zij het dan ook, dat de mechanische sterkte van de breukplaats daarbij ten achter blijft. Bij grotere reparaties is te overwegen om de gehele kunststofbasis van de prothese te vervangen.

Voor de beoordeling van de kunststof als materiaal voor vullingen is een korte nadere beschouwing van de reeds vermelde hoge thermische uitzettingscoëfficiënt van belang. In Tabel XII zijn de uitzettingscoëfficiënten van enkele voor de tandheelkunde van belang zijnde stoffen vermeld.

Aan de hand van het verschil in uitzetting tussen tandweefsel en de tienmaal zo sterk uitzettende kunststof laat zich de volgende interessante berekening opstellen.

Een kunststofvulling zal bij afkoeling per graad en per cm $(81 - 8,3) \times 10^{-6}$ cm = 72×10^{-6} = 0,7 micron meer krimpen dan het omringende tandweefsel. Beschouwt men een vulling met een lineaire

doorsnede van 0,5 cm en een afkoeling, b.v. bij het nuttigen van ijs, van 25° (van 37° tot 12°) dan ontstaat er tussen de vulling en de cavitetswand aan weerszijden een spleet van ± 5 micron. Dit moet een goede afsluiting van de caviteit tegen het speeksel enz. ernstig in de

TABEL XII
Thermische uitzettingscoëfficiënt

	coëff. $\times 10^{-6}$
tand (wortelgedeelte)	8,3
tand (kroongedeelte)	11,4
silicaatcement	7,6
amalgaam	22 — 28
goud	14
platina	9
zilver	19
staal	11
rubber	80
polymetacrylzure methylester	81

weg staan en het werpt een weinig bemoedigend licht op het vraagstuk of kunststof ook een geschikt materiaal voor vullingen is.

Van het amalgaam wordt, zoals later besproken zal worden, geëist, dat het bij zijn verharding minstens 4 micron per centimeter expandeert om bij de in de mond mogelijke temperatuurwisselingen een goede aansluiting van vulling en cavitetswand te kunnen behouden. Het amalgaam heeft, zoals uit de opgegeven tabel blijkt, een veel kleinere uitzettingscoëfficiënt, terwijl daar bovendien nog bijkomt, dat de kunststof bij zijn verharding niet expandeert, maar aanzienlijk krimpt.

De zelfhardende kunststof, waarvan nog opgemerkt moet worden, dat niet vaststaat, dat zij alle op basis van methyl-metacrylaat zijn samengesteld, bevindt zich als tandheelkundig materiaal nog in de kinderschoenen. Om de contractie bij het polymeriseren te ontgaan, heeft zich b.v. een verwerkingstechniek aangediend, waarbij de vulling wordt gelegd, zonder de vaak zo moeilijk in de mond te doseren druk op het materiaal. Daartoe wordt de gedroogde caviteit met behulp van een penseel met monomeervloeistof bevochtigd en daarop een weinig kunststofpoeder gestrooid. De contractie bij het polymeriseren van deze dunne laag trekt het materiaal niet van de cavitetswand af. Door vervolgens op deze zelfde wijze meerdere lagen aan te brengen, zou zonder aanwending van druk een goed aansluitende vulling kunnen worden verkregen.

De schadelijkheid van het monomeer voor de pulpa schijnt volgens recente onderzoekingen mee te vallen, waarbij gewezen wordt op het feit, dat het monomeer niet in water oplosbaar is en daardoor in zijn schadelijke werking wordt begrensd. Voorzichtigheid blijft hier echter geboden en het feit, dat de meeste fabrikanten cavity-liners bij hun

product leveren, bewijst, dat men ook aan de zijde der fabrikanten deze zaak niet vertrouwt.

Dat bij temperatuurwisseling in de mond inderdaad spleten en zelfs wel van ± 10 micron kunnen optreden bij kunststofvullingen is door proeven bewezen. Daarbij is eveneens komen vast te staan, door het aanbrengen van een kleurstofkristal op de diepste plaats van de caviteit voor het leggen van de vulling, dat zich door capillaire en thermische werking vloeistof tussen de caviteitwand en de vulling beweegt. Bij amalgaam- en silicaatvulling was dit verschijnsel in geringe mate aan te tonen. Naast de kleinere uitzettingscoëfficiënt van deze beide materialen valt hier te wijzen op het feit, dat desintegratieproducten van deze beide materialen de toegangsweg tussen vulling en caviteitwand spoedig verstoppen. Door de onaantastbaarheid van kunststof in het milieu van de mond treedt dit verschijnsel bij vullingen uit dit materiaal niet op.

Na polymerisatie bij lage temperatuur heeft kunststof minder goede mechanische eigenschappen dan na polymerisatie bij hogere temperatuur. Dit is waarschijnlijk voor een groot deel toe te schrijven aan het aanwezig blijven van „rest monomeer”. Wordt namelijk na de zelfverharding het materiaal enige tijd op 100° gehouden, waardoor de polymerisatie zich volledig voltrekt, dan verbeteren de mechanische eigenschappen zich.

Voor het repareren en rebasen van kunststofprothesen is de zelfverhardende kunststof als een grote aanwinst aan te merken. Het snel kunnen uitvoeren van een reparatie, waarop de patiënt wachten kan, is voor deze van grote waarde.

Tenslotte zij wat betreft de mechanische eigenschappen van de kunststof vermeld, dat de enige mechanische eis, die in de betreffende specificatie no. 12 *) van de A.D.A. gesteld wordt, een buigproef aangaat. Bij een in die specificatie omschreven buigproef mag het materiaal bij 37° niet minder dan 2 mm en niet meer dan 8 mm doorbuigen.

De andere eisen, die in deze specificatie gesteld worden aan de als prothesemateriaal te gebruiken kunststoffen op acrylbasis, betreffen de mate van waterabsorptie, de oplosbaarheid, de kleurbestendigheid, de doorschijnendheid, de verwerkbaarheid en de poreusiteit.

(Wordt vervolgd)

*) Bij de bespreking van de cementen zal uitvoerig op het in Amerika plaatshebbende onderzoek van de tandheelkundige materialen door het Bureau of Standards worden ingegaan en het opstellen zowel als de betekenis van de specificaties worden toegelicht.