

ed but this did not appear to cause problems. Eight patients had a paresthesia, anesthesia or a hypesthesia in the chin and/or the lower lip. These side effects are important factors to be taken into consideration in a discussion with the patient about the benefits of this operative procedure before operation. Many dentures were bad according to the investigators. Regular control is necessary.

#### Literatuur:

1. *Obwegeser H.* Co-report surgical preparation of the mouth for full dentures. *Int Dent J* 1958; 8: 252.
2. *Obwegeser H.* Die totale Mundbodenplastik. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1963; 73: 565.
3. *Ramstad T, Norheim PW, Eckersberg Th.* The reliability of clinical evaluation of some characteristics in complete prosthetics. *J Oral Reh* 1980; 7: 11.
4. *Rayson JH, Rahn AO, Ellinger ChW, Wesley RC, Frazier QZ, Lutes MR, Henderson*

*D, Haley JV.* The value of subjective evaluation in clinical research. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 111.

5. *Rise J.* An approach to epidemiologic assessment of complete dentures. *Acta Odontol Scand* 1979; 37: 57.
6. *Liddelow KP.* Ideal anatomical conditions for dentures. Transactions of the 2nd Congress of the International Association of Oral Surgeons. Munksgaard, 1967: 180.
7. *Fazili M, Waas MAJ van, Houwing MH, Slootweg PJ, Overvest-Eerdmans GR van.* Long-term results of the vestibulo-plasty of the mandible. *Int J Oral Surg* 1981; 10: suppl. 1: 77.
8. *Shelton DW.* Critical review of preprosthetic surgery. In: Irby WB et al. Current advances in oral surgery. Vol II. St. Louis: C. V. Mosby Co., 1977: 359.
9. *Koomen HA de, Heybers AJM, Stoelinga PJW, Tideman H.* Preprothetische chirurgie II. De vestibulumplastiek. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 1980; 87: 425.
10. *Koomen HA de.* De verhoging van de gere-

sorbeerde mandibula. Dissertatie Katholieke Universiteit, Nijmegen 1982.

11. *Steinhauser EW.* Vestibulo-plasty-skin grafts. *J Oral Surg* 1971; 29: 777.
12. *Yrastorza JA.* Vestibulo-plasty with skin grafting. *J Oral Surg* 1976; 34: 29.
13. *Koomen HA de.* A prosthetic view on vestibulo-plasty with free mucosal graft. *Int J Oral Surg* 1977; 6: 38.
14. *Kalk W, Veldhuis AAM.* De ontwikkeling van een voorlichtingsbrochure voor de Nederlandse gebitsprothesedragers. *Ned Tandartsenbl* 1978; 33: 918.
15. *Kalk W.* Het kunstgebit, een blij bezit? Academisch proefschrift Vrije Universiteit, Amsterdam 1979.
16. *Steen WHA, Kalk W.* Toelichting bij de voorlichtingsbrochure 'Van eigen tanden naar een nieuw gebit'. *Ned Tandartsenbl* 1981; 36: 366.

April 1982.

Sorbonnelaan 16,  
3584 CA Utrecht.

## KOUDPOLYMERISERENDE HARDE KUNSTHARSEN VOOR HET VOEREN VAN EEN GEBITSPROTHESE IN DE MOND

### DEEL II

G. E. FLÖGEL  
T. SHIMURA  
H. P. L. SCHOENMAKERS

*Uit de vakgroep Prothetische Tandheelkunde  
en de afdeling Materiaalkunde  
van de rijksuniversiteit te Utrecht.*

*Trefwoorden:* Materiaalkunde – Koudpolymeriserende kunstharsen – Voeren

### Inleiding

In een voorgaand artikel kwamen een aantal klinische aspecten van de koudpolymeriserende kunstharsen voor het in de mond voeren van gebitsprothesen aan de orde.<sup>1</sup> Daarbij werd reeds opgemerkt dat deze materialen in een aantal opzichten de mindere zijn van de warmpolymeriserende kunstharsen die in het tandtechnisch laboratorium toepassing vinden voor het persen van prothesen.

Deze uitspraak was voornamelijk gebaseerd op een publikatie, waarin een

totaal-overzicht van de meeste eigenschappen van deze materialen werd gegeven,<sup>2</sup> én op de eisen van de American Dental Association (A.D.A.),<sup>3</sup> beide daterend uit de jaren zestig. Het doel van dit onderzoek is na te gaan hoe het thans met de eigenschappen van deze materialen gesteld is. Hoewel de A.D.A. een compleet testprogramma onder specificatienummer 17 heeft opgenomen, werd dit niet zonder meer gevolgd. Waar dit nodig bleek, vond wijziging van deze proeven plaats of werden andere toegevoegd. Proeven die ons minder relevant leken, bleven achterwege.

### Samenvatting:

Vijf verschillende merken koudpolymeriserende kunstharsen voor het voeren van prothesen, 'direct reliners', werden op een aantal eigenschappen onderzocht en vergeleken met een conventionele, warmpolymeriserende kunsthars voor het persen van prothesen.

De eigenschappen liepen bij verschillende merken sterk uiteen. Alle materialen bleken geschikt voor klinisch gebruik, waarbij echter ten aanzien van Simplex® kritische kanttekeningen moeten worden gemaakt, vooral ten aanzien van de porositeit en de warmte-ontwikkeling.

De tijdsduur waarover deze materialen kunnen functioneren, is afhankelijk van hun eigenschappen, vooral wat betreft de mate van porositeit. Rebaron® vertoonde over het geheel genomen de gunstigste eigenschappen.

### Materiaal

In Nederland zijn vijf merken van deze koudpolymeriserende kunstharsen\*<sup>1</sup> uit voorraad leverbaar. Hierop had het onder-

\*<sup>1</sup> Het betreft hier de harde kunstharsen. Weekblijvende stoffen voor dit doel passen niet in het kader van dit onderzoek.

Tabel I. De in het onderzoek betrokken materialen.

Code	Merknaam	Fabrikant	Partij-nummer
A.	Dura Base	Reliance Dental MFG	4517/4517
B.	Peripheral Seal	De Trey	YK 2/YK 16 YL
C.	Rebaron	G-C	YF24/YF 25
D.	Re-Stor	Caulk	101580/120379
E.	Simplex	Howmedica International	018 EB/018 CB
F.	Trevalon	De Trey	2A 16 YL 16 2A

zoek betrekking. In tabel I zijn van links naar rechts: codering, merknaam, fabrikant en het nummer van de partij vermeld. Hieraan werd een zesde merk toegevoegd, als representant van de groep warmpolymeriserende kunstharsen. Dit om enige eigenschappen met die van de proefgroep te kunnen vergelijken.

Van deze groep is materiaal B, Peripheral Seal<sup>®</sup>, van origine niet bestemd voor deze werkwijze, maar voor de opbouw van de randen van individuele lepels. Aangezien het materiaal zich bij een aangepaste poeder-vloeistofverhouding ook leent voor het voeren van de prothese, werd het toch in het onderzoek betrokken.

Materiaal E, Simplex<sup>®</sup>, wordt in eerste instantie in de handel gebracht voor reparatiedoeleinden. Aangezien de fabrikant echter in de bijsluiting vermeldt, dat het materiaal ook voor het voeren geschikt is, werd het in het onderzoek opgenomen. Van de onderzochte materialen is alleen materiaal D, Re-Stor<sup>®</sup>, goedgekeurd door de A.D.A.

Materiaal F, Trevalon<sup>®</sup>, komt voor op lijst nr. 1 van de door de D.H.S.S.<sup>\*)</sup> goedgekeurde materialen.

### Methode

#### 1. Consistentie (direct na het mengen)

Van de door ons onderzochte materialen wordt slechts bij twee fabrikanten de mengverhouding exact opgegeven (C en D). Bij materiaal A ontbreekt iedere informatie, bij E wordt aanbevolen om, al mengend, zó lang poeder aan de vloeistof toe te voegen, tot op het oog een nader omschreven consistentie is verkregen. Bij materiaal B worden maatbekertjes bijgeleverd. Deze zijn echter afgestemd op de aanzienlijk dikkere consistentie zoals voor een randopbouw is vereist. Wanneer een 'direct reliner', waarvan de fabrikant wel een nauwkeurige mengverhouding opgeeft, dienovereenkomstig wordt gemengd, dan resulteert dat in een mengsel met een ogenschijnlijk te dunne consistentie. Kort daarop wordt het materiaal wel wat stroperiger, maar blijft toch te dun om te kunnen worden verwerkt. Na verloop van enkele mi-

nuten echter, krijgt de massa steeds meer samenhang. Het juiste moment voor de verwerking is bereikt, wanneer de massa niet meer zo dun vloeibaar is dat het oncontroleerbaar uit de prothese druipt, maar toch nog dun genoeg is om reeds met geringe druk een goede detailweergave van de tandeloze kaak te kunnen verkrijgen.

Het bepalen van de consistentie kort na het mengen heeft bij dit onderzoek dan ook niet zozeer betekenis voor de verwerkings-eigenschappen, als wel voor het bepalen van die mengverhouding(en), waarbij de eigenschappen van de verschillende materialen met elkaar vergelijkbaar zijn.

In een oriënterend onderzoek werden van de materialen, waarvan geen mengverhouding was opgegeven, mengsels gemaakt in drie verschillende verhoudingen. Daarvan werden de consistenties bepaald zoals beschreven in de A.D.A.-specificatie (nummer 17). Deze mengverhoudingen werden zoveel mogelijk gekozen in overeenstem-

ming met de aanbevelingen van de fabrikanten die hierover wél aanwijzingen gaven. Deze test komt in het kort hierop neer, dat een gegeven hoeveelheid kunstharsmassa kort na het mengen gedurende een bepaalde tijd tussen twee planparallelle glasplaten wordt uiteengeperst. De diameter van de schijf die zo ontstaat, is een maat voor de consistentie. Op deze manier kan voor ieder materiaal empirisch de juiste poeder-vloeistofverhouding worden gevonden. Gekozen werd die verhouding, waarbij een schijf ontstaat die de middenwaarde van de door de A.D.A. opgegeven marges (4.0-6.5 cm) het meest benadert.

Tabel II A laat zien welke consistenties bij de verschillende mengverhoudingen werden verkregen en welke verhoudingen uiteindelijk werden gekozen.

Ook van de materialen C en D, waarvan de verhouding wél door de fabrikant werd opgegeven, werden ter controle de consistenties bepaald. Deze resultaten vindt men samen met die van de overige materialen in tabel II B weergegeven. Bij alle hierna volgende proeven werden de hier aangegeven verhoudingen exact aangehouden. De mengtijd bedroeg steeds 30 seconden. Ook de overige omstandigheden waren bij het aanmaken steeds gelijk. We duiden dit in het verdere onderzoek aan met standaardmengprocedure.

Voor het materiaal F, de warmpolymeriserende kunsthars, werd de door de fabrikant aanbevolen mengprocedure aangehouden.

Tabel II A. De schijfdiameters volgens de A.D.A.-test nr. 17; consistentie bij enkele arbitrair gekozen poeder-vloeistofverhoudingen.

Code	Merk	Poeder-vloeistofverhouding	Schijf $\phi$ in cm
A.	Dura Base	1.50/1.00	6.0
		1.70/1.00	5.1
		1.90/1.00	4.5
B.	Peripheral Seal	1.50/1.00	5.1
		1.70/1.00	4.8
		1.90/1.00	4.0
C.	Simplex	1.50/1.00	6.4
		1.70/1.00	5.4
		1.90/1.00	4.7

Tabel II B. Mengverhoudingen voor de verschillende materialen met daarachter de schijfdiameter, verkregen met de consistentie volgens de A.D.A.-test nr. 17.

Code	Merk	Poeder-vloeistofverhouding	Schijf $\phi$ in cm
A.	Dura Base	1.70/1.00	5.1
B.	Peripheral Seal	1.70/1.00	4.8
C.	Rebaron	1.50/1.00	4.5
D.	Re-Stor	1.50/1.00	5.3
E.	Simplex	1.70/1.00	5.4
F.	Trevalon	2.40/1.00	—

\*) Department of Health and Social Security.

## 2. Warmte-ontwikkeling tijdens het polymeriseren

Tijdens de polymerisatie van kunstharsen komt warmte vrij, zo ook bij de koudpolymeriserende. Eén van de belangrijkste eisen is, dat deze warmte-ontwikkeling binnen klinisch aanvaardbare grenzen blijft. De methode van de A.D.A. om de temperatuurstijging te meten, werd in dit onderzoek nagenoeg overgenomen.

Deze methode komt in het kort hierop neer, dat het materiaal direct na het mengen in een op een glasplaat gelegen ring van 60 mm  $\phi$  en 3 mm dikte wordt gegoten. In het centrum van deze ring bevindt zich een thermokoppel. Daarna wordt de ring ook aan de bovenzijde door een glasplaat afgedekt. Nadat de overmaat is verwijderd, wordt het geheel vervolgens in een broedstoomgeplaatst, die is afgesteld op  $37 \pm 1^\circ \text{C}$  en een relatieve vochtigheid van  $80 \pm 10\%$ . Het verloop van de temperatuur tijdens de verharding kan nu worden geregistreerd.

In een poging de proef meer overeenstemming te geven met de werkelijkheid, werd bij een overigens ongewijzigde proefopstelling, de diameter van de ring verkleind tot 35 mm. De temperatuurstijging bleek hierbij niet significant af te wijken van die bij de A.D.A. Voor het verdere onderzoek werd de ring met een diameter van 35 mm gebruikt. Het temperatuurverloop werd door middel van een schrijver continu geregistreerd. Daarnaast werd in een klinisch experiment, op de hierboven beschreven manier het temperatuurverloop in de mond opgemeten bij het voeren van een verhemelteplaat met een afstand van 1.5 mm tot de mucosa.

De bepaling van het temperatuurverloop bij materiaal F werd, als zijnde niet relevant in het kader van dit onderzoek, achterwege gelaten.

## 3. Plasticiteit en elasticiteit tijdens het polymeriseren

Als gemeld begint kort na het mengen het aanvankelijk dun vloeibare materiaal meer samenhang te vertonen; de viscositeit neemt toe. Ten gevolge van de voortgaande polymerisatie krijgt het een stroperig karakter. Het tijdstip waarop de massa in de mond moet worden gebracht, is aangebroken als de plasticiteit zodanig is, dat het materiaal enerzijds niet meer gemakkelijk uit de lepel driipt, maar anderzijds zich nog zó gemakkelijk laat vervormen, dat een goede detailweergave bij een minimale deformatie van de zachte mondweefsels kan worden verkregen.

Bij verder voortschrijdende polymerisatie gaat het materiaal een zekere mate van elasticiteit vertonen. Voor de practicus is het van belang precies te weten wanneer dit stadium optreedt, zeker in geval van sterke ondersnijdingen van de kaakwal. Slechts

dan is er voldoende elasticiteit om de prothese enkele malen van zijn plaats te kunnen nemen en weer terug te kunnen plaatsen zonder dat de pasvorm in zijn totaliteit in gevaar komt.

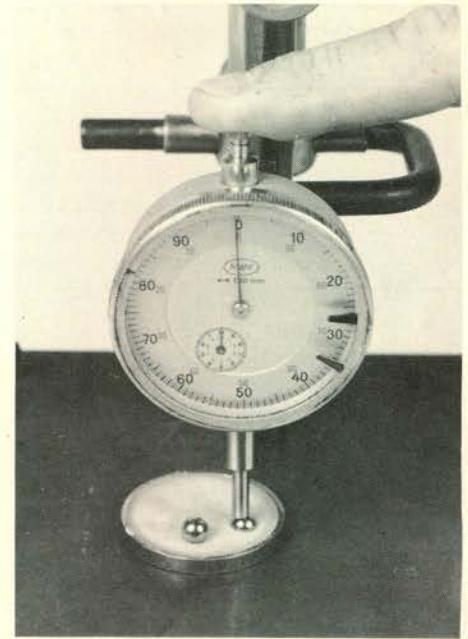
Aan de andere kant mag het materiaal ter plaatse van ondersnijdingen na de deformatie niet al te veel terugveren. Als de uitgebogen delen namelijk toch weer hun oude positie innemen, wordt het beoogde doel, het 'gangbaar maken'\*) van de prothese niet bereikt, tenzij het gangbaar maken over een langere periode wordt voortgezet. Om het verloop van deze elasticiteit na te gaan werden twee soorten proeven uitgevoerd. De eerste ter bestudering van de mate van de totale elasticiteit als functie van de polymerisatietijd; om het juiste tijdstip te weten waarop het 'gangbaar maken' moet beginnen. De tweede ter bestudering van de mate van terugvering als functie van het tijdverloop, met andere woorden om te weten wanneer met het 'gangbaar maken' moet worden doorgegaan.

Bij beide proefopstellingen worden allereerst poeder en vloeistof volgens de standaard-mengprocedure gemengd. Direct daarna wordt de massa in een ring gebracht met een inwendige doorsnede van 35 mm en 3 mm hoogte. Twee minuten vanaf het begin van het mengen wordt het geheel in een klimaatkast geplaatst, die is afgesteld op  $37 \pm 1^\circ \text{C}$  en  $80 \pm 10\%$  relatieve vochtigheid.

Bij de eerste proef worden ongeveer vier minuten na het begin van het mengen, het moment waarop reeds een zekere mate van verstijving is ingetreden, een aantal stalen kogels van 6 mm in diameter op de massa gelegd. De taster van een verplaatsingsmeter wordt nu op één van de kogels geplaatst, waarna deze, via de doorlopende stift van de meetklok, precies op de vijfde minuut met de vinger in het materiaal wordt gedrukt, totdat de afstand van de onderzijde van de kogel tot de bodemplaat onder de ring 1.5 mm bedraagt (afb. 1). In totaal wordt deze belasting 15 seconden aangehouden. Daarna wordt de verplaatsingsmeter verwijderd. Vervolgens wordt de procedure bij een volgende kogel herhaald, waarbij het tijdstip waarop de kogel wordt belast steeds één minuut opschuift, uiteindelijk tot negen minuten. Na 20 minuten, gerekend vanaf het begin van het mengen, wordt de verticale positie van de kogels wederom met de meetklok bepaald.

Niet in alle gevallen kan de proef op deze manier worden doorgevoerd. Bij Dura Base® bijvoorbeeld, is de massa op de vijfde minuut na het begin van het mengen

\*) Enkele malen van zijn plaats verwijderen en terugplaatsen van de prothese om te voorkomen dat na verharding van het voeringmateriaal problemen ontstaan bij het uitnemen in geval van sterke ondersnijdingen.



Afb. 1. De verplaatsingsmeter.

nog zo zacht, dat de kogel reeds onder invloed van het eigen gewicht geheel door de massa heen zakt. Bij dit materiaal kan de eerste kogel derhalve pas op de zesde minuut worden geplaatst. Simplex daarentegen is op de vijfde minuut reeds te veel verhard. Bij dit materiaal werd de eerste meting op de derde minuut verricht.

Bij de tweede proef wordt de kogel op de zevende minuut vanaf het begin van het mengen tot een diepte van 1.5 mm in de massa gedrukt en slechts 5 in plaats van 15 seconden in die positie gehouden. De kogel wordt daarna ontlast. Tien seconden na het wegnemen van de belasting wordt de verticale positie opgemeten. Het opmeten geschiedt in de aanvang om de 15 seconden daarna om de minuut.

Ook hier kan de proef niet voor alle materialen op hetzelfde tijdstip worden doorgevoerd. Dura Base was op de zevende minuut nog te zacht, zodat bij dit materiaal de observatieperiode werd verlengd van 8 naar 12 minuten. Bij Simplex moest de proef op de zesde minuut worden begonnen.

## 4. Buigsterkte en treksterkte

Aan de mechanische eigenschappen van een koudpolymeriserende kunsthars voor het beoogde doel behoeven niet dezelfde hoge eisen te worden gesteld als aan een normale prothesekunsthars; het materiaal wordt immers voor het overgrote deel door de bestaande prothese ondersteund.

De A.D.A. beperkt zich bij het bepalen van de mechanische eigenschappen tot hardheidsmetingen. Omdat deze metingen ons inziens geen relevante informatie over de sterkte geven, werd besloten in plaats hiervan buig- en trekproeven uit te voeren. Gebruik werd gemaakt van de ISO-proce-

dure (4049) voor het testen van kunstharshulmaterialen.<sup>4</sup>

Volgens de standaardprocedure wordt materiaal gemengd en verwerkt tot specimina van de volgende afmetingen:  $1 \times b \times d = 25 \times 2 \times 2$  mm. De tests worden uitgevoerd op een trekbank<sup>\*</sup>, waarbij de 'cross-head-speed' 0.75 mm/min. bedraagt voor de buigproeven en 4.0 mm/min. voor de treksterkte-bepaling.

De buigsterkte wordt berekend aan de hand van de formule:  $B_s = \frac{3Fl}{2bd^2}$ , waarin  $B_s$  de buigsterkte in Newton per  $\text{mm}^2$ ,  $F$  de grootste kracht voorafgaande aan het moment van breuk,  $l$  de afstand tussen de steuncylinders, en  $b$  en  $d$  respectievelijk breedte en dikte van het testspecimen zijn. De treksterkte ( $T_s$ ) wordt berekend aan de hand van de formule:  $T_s = \frac{F}{b \cdot d}$ , eveneens uitgedrukt in Newton per  $\text{mm}^2$ . Het resultaat is het gemiddelde van vijf proeven.

### 5. Vloei (= flow)

Ten aanzien van de gebruikelijke prothesekunstharsen moeten aan de flow hoge eisen worden gesteld. Immers, naarmate deze kleiner is, zal de vormstabiliteit en daarmee het behoud van de pasvorm van de prothese beter gewaarborgd zijn.

Voor een voeringmateriaal daarentegen zou men ook kunnen verdedigen, dat een zekere mate van vloei juist wenselijk is. Door de bestaande prothese is de vorm in grote lijnen gewaarborgd, de binnenlaag echter kan zich aan de zich steeds veranderende kaakvorm aanpassen, hetgeen het behoud van de pasvorm juist ten goede komt. Hierop zal in de discussie nader worden ingegaan. Omdat, zoals gezegd, deze gedachte in ieder geval niet opgaat voor het materiaal waarvan de eigenlijke prothese wordt vervaardigd, werd materiaal F niet in de vloeitest betrokken.

De vloeitest verloopt als volgt: het materiaal wordt gemengd volgens de standaardprocedure en direct daarna in een mal gegoten van 4 mm  $\phi$  en 6 mm hoogte. De enigszins overvulde mal werd afgedekt met een glasplaatje onder een belasting van 500 gram. Twee minuten na het begin van het mengen wordt de mal geplaatst in een broedstoof, die is afgesteld op een temperatuur van  $37 \pm 1$  °C en een relatieve vochtigheid van  $80 \pm 10\%$ . Boven- en onderzijde van de specimina worden daarna onder voortdurende toevoeging van water, met carborundum schuurpapier nr. 600 vlak geslepen, planparallel met de boven- en onderzijde van de mal. Daarna worden zij op kamertemperatuur bewaard in gedestilleerd water gedurende twee uur. De specimina worden nu via de verplaatsingsmeter belast met een druk van 10 g/ $\text{mm}^2$ . De ver-

andering van de hoogte wordt opgemeten na 3, 5, 10 en 30 minuten en tenslotte na 12 uur.

### 6. Sterkte van de verbinding tussen voeringmateriaal en prothesemateriaal

Dit aspect behoeft volgens de A.D.A., specificatienummer 17, niet onderzocht te worden. Gezien het belang hiervan werd besloten ook hiernaar een onderzoek in te stellen.

Dezelfde procedure werd toegepast als bij de ISO 4049-test,<sup>4</sup> met uitzondering van de wijze van vervaardiging van de specimina. Dezelfde mal wordt gevuld met Simplex-kunsthars als representant van de bestaande prothese. Twintig minuten nadat de Simplex is verhard wordt het specimen uit de mal verwijderd, doormidden gezaagd en op het toekomstig raakvlak met de voeringmaterialen vlakgeslepen met een carborundumsteen<sup>\*</sup> en daarna weer in de trog teruggeplaatst.

Vervolgens wordt het voeringmateriaal volgens de standaardprocedure gemengd, en na twee minuten, gerekend vanaf het begin van het mengen, in de andere helft van de trog gegoten. Na verharding wordt het specimen uit de trog verwijderd. De sterkte van de verbinding wordt berekend met behulp van dezelfde formule als bij de treksterkteproeven.

In één serie werd de prothesevoering Rebaron<sup>®</sup> behalve met Simplex, ook met Trevalon gecombineerd. Dit om na te gaan of er mogelijk een verschil is in binding bij de prothesen van koud- dan wel van warmpolymeriserende kunsthars.

### 7. Kleurstofabsorptie

Hoewel de nieuw aangebrachte laag geheel of grotendeels aan het oog wordt onttrokken door de bestaande prothesekunsthars en een eventuele verkleuring daardoor slechts bij hoge uitzondering esthetische bezwaren zal opleveren, gaat de voorkeur toch uit naar een materiaal dat zo weinig mogelijk verkleurt, al was het alleen vanwege het psychologisch effect, wanneer de prothese uit de mond wordt genomen.

Omdat de aard van het oppervlak een rol kan spelen bij de mate van verkleuring, werden proeven genomen bij: a. ongepolijste specimina, b. specimina, waarbij het oppervlak werd beslepen, maar niet op hoogglans werd gebracht en c. specimina die werden beslepen en gepolijst. De kunsthars werd aangemaakt volgens de standaardprocedure.

Hiermee worden schijven vervaardigd van 35 mm  $\phi$  en 3 mm dikte. De polymerisatie vindt plaats bij een temperatuur van  $37 \pm$

1 °C en een relatieve vochtigheid van  $80 \pm 10\%$ . Voor iedere groep worden onder een druk van 1 kg vier schijven vervaardigd. Bij de eerste groep worden de schijven gepolymeriseerd tussen twee met water bevochtigde velletjes cellofaan en na verharding ongepolijst gelaten. Dit ter vergelijking met het oppervlak van de prothese aan de basiszijde. Het materiaal polymeriseert hier immers tegen een enigszins vochtig oppervlak, de mucosa, en wordt na verharding niet gepolijst. Bij de tweede groep wordt het oppervlak alleen afgewerkt met schuurpapier nr. 600 en bij de derde groep wordt het oppervlak na het schuren bovendien nog hoogglans gepolijst met AP-alumina met een fijnheid van 0,3 micron. Van iedere groep worden drie schijven in een waterige oplossing met methyleenblauw bij een temperatuur van  $37 \pm 1$  °C bewaard gedurende perioden van respectievelijk 1, 3 en 7 dagen. De vierde schijf wordt tot nader orde op kamertemperatuur bij een relatieve vochtigheid van  $80 \pm 10\%$  opgeslagen.

Na het kleuren worden de specimina met leidingwater afgespoeld en zorgvuldig gedroogd. De kleur wordt daarna vergeleken met die van de vierde schijf uit de overeenkomstige groep. Op basis van deze vergelijking wordt door middel van een puntenbeoordeling de mate van verkleuring aangegeven; 0 voor geen verkleuring; 1 punt voor een lichte verkleuring; 2 punten voor een matige verkleuring en 3 punten voor een ernstige verkleuring.

### 8. Porositeit

Eén van de zwakste punten van de koudpolymeriserende harde kunstharsen is de porositeit. Afbraakprodukten van voedselresten en dergelijke die in de poriën achterblijven kunnen tot gevolg hebben dat het materiaal gaat verkleuren en onaangenaam gaat ruiken. Percolatie van deze afbraakprodukten kan slijmvliesirritatie veroorzaken en mogelijk zelfs overgevoelighedsreacties. Om de mate van porositeit na te gaan werden, zoals bij de verkleuringsproef, schijven vervaardigd van 35 mm  $\phi$  en 3 mm dikte. De schijven worden gedurende 24 uur opgeslagen bij kamertemperatuur. Vervolgens worden zij aan één zijde onder toevoeging van water vlakgeslepen met schuurpapier nr. 600, gedroogd en ingewreven met een mengsel van vaseline en 0.1 gewichtsprocent roet. Als de vaseline nu met een papieren servet wordt afgeveegd, blijft het gekleurd materiaal zitten in de poriën, die daardoor duidelijk worden gemarkeerd. Bij een vergroting van zes maal wordt onder de microscoop het aantal poriën per 1  $\text{cm}^2$  geteld, waarbij een globale onderverdeling wordt gemaakt in grote poriën, met een doorsnede van 0,10 mm, middelgrote poriën met een doorsnede van

\* Zwick-trekbank nr. 1441.

\* Groene carborundumsteen nr. 200 A. Dit type steen wordt veelvuldig toegepast bij het afwerken van prothesen.

0,05 mm en kleine poriën met een doorsnede van 0,01 mm.

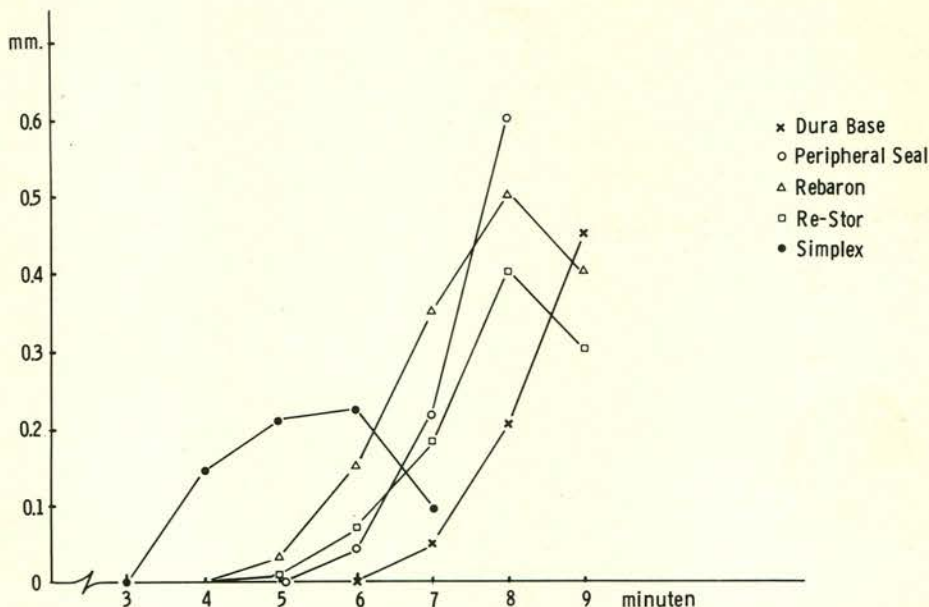
### 9. Weefselreacties

Op verschillende manieren kunnen de koudpolymeriserende harde kunstharsen invloed hebben op de gezondheidstoestand van de slijmvliezen. Ten eerste kan schade ontstaan ten gevolge van het contact van de mucosa met het vrije monomeer tijdens de polymerisatie, en ten tweede, zoals reeds uiteen werd gezet onder punt 8, door de porositeit.

Daar staat tegenover, dat door het voeren de pasvorm aanzienlijk verbetert. Aangezien een slechte pasvorm een dominante factor is bij het ontstaan van ontstekingsverschijnselen van de mucosa onder een prothese, mag worden aangenomen dat het voeren de gezondheidstoestand van de slijmvliezen ook weer ten goede komt.

Teneinde de resultaten van al deze mogelijke invloeden na te gaan, werden bij een aantal patiënten twee weefselcoupes uitgevoerd, één vlak vóór het voeren en één drie weken later. De eerste keer aan de linkerzijde van de bovenkaak, in de omgeving van de cuspidaat of de eerste premolaar. De weefselcoupes hebben een breedte van  $\pm 4$  mm en verlopen van het hoogste punt van de processus alveolaris tot aan de omslagplooi. Direct na de verwijdering worden de coupes 48 uur in een 4% formalineoplossing geplaatst en vervolgens volgens een routineprocedure verwerkt, inhoudende: paraffine-inbedding, zeven micron coupes en kleuring met hematoxyline-eosine, daarna preparatie met hematoxy.

Om contact met het monomeer te voorkomen, wordt het wondoppervlak na het wegnemen van het weefsel ruim afgedekt met zelfklevende Burlew-foel. Het voeren geschiedt overeenkomstig de gebruikelijke procedure, zoals aangegeven in deel I.<sup>1</sup> Drie weken later wordt op dezelfde manier een tweede coupe gemaakt aan de tegenoverliggende zijde. De bij dit onderzoek gebruikte materialen werden in eerste instantie beperkt tot twee merken. Van de negen patiënten, betrokken bij dit deel van het onderzoek, zagen drie van de tweede weefselcoupe af. Daardoor kon slechts bij



Afb. 2. Totale elasticiteit verkregen na deformatie op verschillende tijdstippen.

zes patiënten vergelijking van de preparaten van vóór en na het voeren plaatsvonden.

### Resultaten

#### 1. Consistentie

Zoals reeds onder *Methode* aangegeven, werd voor de materialen waarover de fabrikant geen juiste informatie ten aanzien van de poeder-vloeistofverhouding verschafte, empirisch die verhouding bepaald. Tabel II A laat zien welke consistenties bij de verschillende mengverhoudingen voorkwamen en welke verhoudingen uiteindelijk de voorkeur kregen. Ook van de materialen C en D, waarvan de verhouding wel door de fabrikant werd opgegeven, werden ter controle de consistenties bepaald. Deze resultaten vindt men, te zamen met die van de overige materialen, in tabel II B.

#### 2. Warmte-ontwikkeling bij het polymeriseren

In tabel III vindt men de hoogste temperaturen die tijdens de verharding werden gemeten, met daarachter de tijden waarop

deze temperaturen werden bereikt. De uitkomsten zijn het gemiddelde van vijf proeven. Men ziet dat de tijd waarop de piektemperatuur wordt bereikt, varieert tussen de 9,5 en de 13,1 minuten. In de klinische test liep bij Simplex de warmte-ontwikkeling zo onhoudbaar hoog op, dat de proef voortijdig moest worden beëindigd. Bij geen der overige materialen deden zich in dit opzicht problemen voor.

#### 3. Plasticiteit en de elasticiteit tijdens het polymeriseren

In tabel IV zijn de resultaten van deze proeven weergegeven. Men ziet hier in de linker kolom: de codering, daarachter de merknaam en de diepte van de kogel na verharding (na 20 minuten), bij verschillende tijdstippen van belasting, gerekend vanaf het begin van het mengen. De resultaten zijn in afbeelding 2 in curve gebracht. Men ziet dat Simplex reeds na drie minuten elasticiteit begint te vertonen en zes minuten na het begin van het mengen maximale terugvering bereikt. Peripheral Seal, Rebaron en Re-Stor bereiken het maximum pas na acht minuten, Dura Base na negen minuten, juist vóór volledige verharding is ingetreden. De mate van terugvering is bij deze materialen wel groter dan bij Simplex.

Ten aanzien van de elasticiteit alleen, laat tabel V zien, dat Peripheral Seal een uitzonderingspositie inneemt. Zeven minuten na het begin van het mengen is het materiaal, in vergelijking met de andere, reeds uitzonderlijk elastisch; in afbeelding 3 is een en ander in beeld gebracht.

#### 4. Buigsterkte en treksterkte

De resultaten van deze proeven zijn vastgelegd in tabel VI. Van Dura Base en Peripheral Seal kon de buigsterkte niet worden

Tabel III. Maximale temperatuurstijging tijdens de polymerisatie en de tijdstippen waarop die temperatuur wordt bereikt.

Code	Merk	Maximale temperatuurstijging		Tijd in minuten waarop max. temp werd bereikt
		gem. in °C	S.D.	
A.	Dura Base	44.1	0.9	1
B.	Peripheral Seal	46.8	1.8	13.1
C.	Rebaron	53.8	0.4	11.0
D.	Re-Stor	48.5	1.6	12.5
E.	Simplex	66.6	1.9	9.5
F.	Trevalon	—	—	—

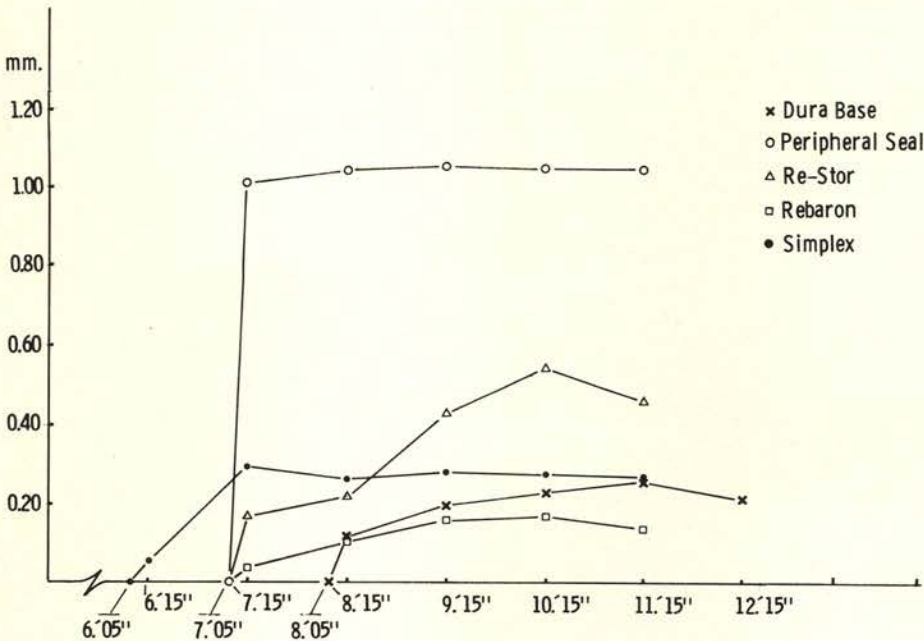
Tabel IV. Elastische terugvering in mm gedurende de polymerisatie, gemeten bij het belasten op verschillende tijdstippen van verharding na het begin van het mengen.

Code	Merk	4e minuut	5e minuut	6e minuut	7e minuut	8e minuut	9e minuut
A.	Dura Base	—	—	—	0.04(0.01)	0.21(0.10)	0.45(0.09)
B.	Peripheral Seal	—	—	0.04(0.04)	0.23(0.07)	0.60(0.10)	verhard
C.	Rebaron	—	0.03(0.03)	0.15(0.08)	0.35(0.13)	0.50(0.11)	0.40(0.04)
D.	Re-Stor	—	0.01(0.01)	0.07(0.06)	0.18(0.01)	0.40(0.06)	0.30(0.07)
E.	Simplex	0.14(0.17)	0.22(0.30)	0.25(0.02)	0.09(0.08)	verhard	verhard
F.	Trevalon	—	—	—	—	—	—

Tabel V. Terugvering in mm op verschillende tijdstippen na wegnemen van de belasting.

Code	Merk	6e minuut <sup>*)</sup> (1)	7e minuut <sup>*)</sup> (2)	8e minuut <sup>*)</sup> (3)	9e minuut <sup>*)</sup> (4)	10e minuut <sup>*)</sup> (5)	11e minuut <sup>*)</sup> (6)	12e minuut <sup>*)</sup> (7)
A.	Dura Base	—	—	0.11(0.11)	0.18(0.13)	0.21(0.13)	0.24(0.12)	0.20(0.10)
B.	Peripheral Seal	—	0.97(0.15)	1.04(0.12)	1.09(0.13)	1.07(0.13)	1.05(0.13)	—
C.	Rebaron	—	0.16(0.06)	0.21(0.13)	0.41(0.09)	0.52(0.09)	0.44(0.14)	—
D.	Re-Stor	—	0.03(0.02)	0.10(0.05)	0.15(0.06)	0.16(0.02)	0.13(0.06)	—
E.	Simplex	0.05(0.09)	0.28(0.16)	0.25(0.18)	0.27(0.14)	0.26(0.15)	0.25(0.15)	—
F.	Trevalon	—	—	—	—	—	—	—

<sup>\*)</sup>Exacte tijdstip van meting steeds 15 seconden later.



Afb. 3. De mate van terugvering in de tijd na deformatie op één bepaald tijdstip.

Tabel VI. Buigsterkte en treksterkte van vijf koud- en één warmpolymeriserende kunstharsen.

Code	Merk	Buigsterkte in N/mm <sup>2</sup>		Treksterkte in N/mm <sup>2</sup>	
		Gem.	S.D.	Gem.	S.D.
A.	Dura Base	—	—	14.9	1.0
B.	Peripheral Seal	—	—	17.9	1.7
C.	Rebaron	45.7	5.0	32.1	2.1
D.	Re-Stor	43.1	5.8	26.6	2.3
E.	Simplex	68.4	2.5	49.0	2.9
F.	Trevalon	61.4	3.49	42.2	3.84

bepaald ten gevolge van de sterke deformatie die bij belasting optrad. De buigsterkte varieert voor de overige materialen tussen 43.1 en 68.4 N/mm<sup>2</sup>. Voor de treksterkte liggen de waarden tussen 14.9 en 49.0 N/mm<sup>2</sup>. De in de tabel vermelde waarden zijn het gemiddelde van vijf metingen.

##### 5. Vloei (= flow)

De resultaten van dit deel van het onderzoek vindt men terug in tabel VII en in afbeelding 4 in beeld gebracht. Ook hier zijn in de linker kolom codering en merknaam weergegeven, in de kolommen daarnaast de deformatie bij de verschillende belastingtijden. Bij belasting over een periode van 12 uur vertonen Rebaron, Re-Stor en Simplex weinig vervorming, Dura Base en Peripheral Seal aanzienlijk meer. Dit verschil is significant.

##### 6. Sterkte van de binding met het basismateriaal

Tabel VIII geeft de sterkte van de verbinding van de verschillende combinaties weer. De hechting van Dura Base met de basis bleek in de buigsterkteproef niet goed meetbaar. Ten gevolge van de grote deformatie trad namelijk geen breuk op. Bij de treksterkteproef en bij de buigsterkteproef bleek de combinatie Rebaron/Simplex de sterkste. Vat men de resultaten van alle combinaties samen, dan blijkt de buigsterkte bij de verschillende combinaties ver uiteen te lopen. Zij variëren tussen de 11.8 en 42.2 N/mm<sup>2</sup>.

De treksterkten daarentegen ontlieden elkaar bij de verschillende merken naar verhouding minder: 14.8-20.6 N/mm<sup>2</sup>. Verge-

Tabel VII. Flow in  $10^{-2}$  mm opgemeten na verschillende belastingstijden over een hoogte van 6 mm.

Code	Merk	1 minuut		3 minuten		5 minuten		10 minuten		$\frac{1}{2}$ uur		1 uur		12 uur	
		Gem.	S.D.	Gem.	S.D.	Gem.	S.D.	Gem.	S.D.	Gem.	S.D.	Gem.	S.D.	Gem.	S.D.
A.	Dura Base	1.9	0.22	2.8	0.44	4.0	0.70	5.1	0.89	6.6	0.89	7.4	0.82	9.7	1.09
B.	Peripheral Seal	1.0	-	1.2	0.27	1.6	0.42	2.2	0.57	2.9	0.74	4.6	0.89	6.4	1.14
C.	Rebaron	-	-	0.1	0.22	0.1	0.22	0.2	0.27	0.2	0.27	0.8	0.45	1.6	0.55
D.	Re-Stor	0.2	0.45	0.4	0.55	0.6	0.55	0.8	0.47	1.0	0.65	1.4	0.82	1.9	0.22
E.	Simplex	-	-	-	-	-	-	-	-	0.8	0.44	1.0	-	1.0	-
F.	Trevalon	0	-	0	-	0	-	0	-	0.05	-	0.05	-	0.1	-

lijkt men de uitkomsten van de combinatie Rebaron/Simplex met de combinatie Rebaron/Trevalon, dan blijkt hiertussen geen significant verschil te bestaan. Wel valt op de, naar verhouding, grote spreiding bij de laatste combinatie.

### 7. Kleurstofcombinatie

De resultaten zijn weergegeven in tabel IX. De kolommen vermelden van links naar rechts: de codering en merknaam, de dompeltijden en daarachter de resultaten voor de groepen a, b en c (zie *Methode*) afzonderlijk.

Men ziet dat de tijd van onderdompeling geen duidelijk effect heeft op de resultaten. De totaalscore van alle materialen bij een dompeltijd van één dag bedraagt: 20, bij drie dagen: 25 en bij zeven dagen: 19. In de laatste kolom vindt men de gemiddelde score per materiaal over alle gebezigde dompeltijden te zamen, waarbij ook de resultaten van de groepen a, b en c zijn gesommeerd. In de onderste rij zijn de resultaten over de drie dompeltijden te zamen per groep afzonderlijk samengeteld en door het aantal waarnemingen (15) gedeeld.

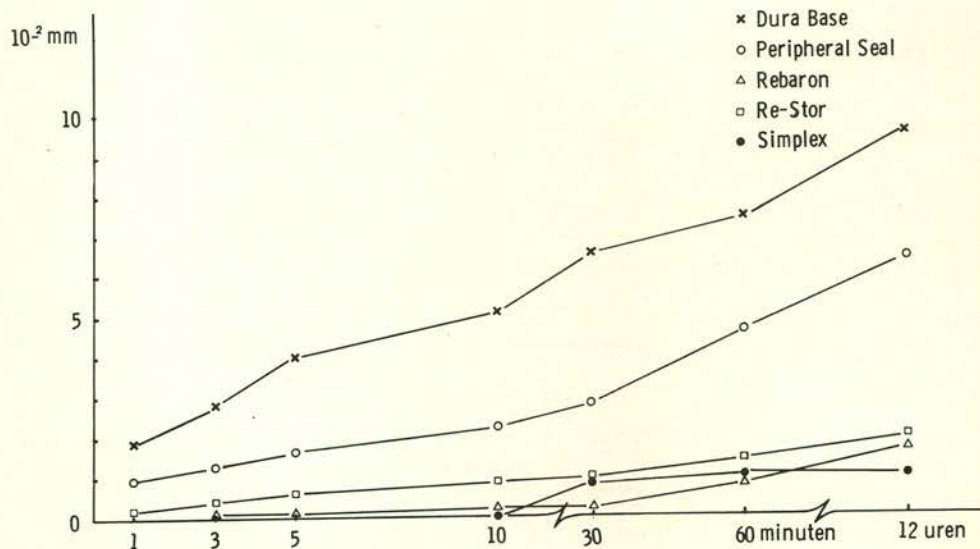
Ter vergelijking met de voeringmaterialen zijn de resultaten van materiaal F apart vermeld. De oppervlakken van groep a, die in contact met het vochtige cellofaan polymeriseerden, scores gunstiger (19) dan de oppervlakken van groep b en c, die werden beslepen en/of gepolijst, waarvan de scores elkaar nauwelijks ontlopen (resp. 22 en 23).

### 8. Porositeit

De resultaten van deze test zijn weergegeven in tabel X. In de kolommen vindt men van links naar rechts: de codering en merknaam, daarachter het aantal poriën per  $\text{cm}^2$ , onderverdeeld in groot, middel en klein. Alle materialen vertonen een zekere mate van porositeit, maar de verschillen zijn hier enorm groot. Re-Stor en Simplex zijn sterk poreus in vergelijking met de overige materialen. Rebaron vertoonde over de gehele linie nagenoeg geen porositeit met als goede tweede Dura Base. Trevalon blijkt de minste porositeit te verto-

Tabel VIII. Buigsterkte en treksterkte voor de bepaling van de sterkte van de verbinding tussen de voeringen en de prothesebasis.

	Buigsterkte in $\text{N}/\text{mm}^2$		Treksterkte in $\text{N}/\text{mm}^2$	
	Gem.	S.D.	Gem.	S.D.
Dura Base				
- Simplex	-		14.8	1.2
Peripheral Seal				
- Simplex	11.8	0.9	15.3	2.1
Rebaron				
- Simplex	42.2	2.2	20.6	1.5
Re-Stor				
- Simplex	16.5	2.4	18.4	1.8
Rebaron				
- Trevalon	36.1	10.6	19.1	4.97



Afb. 4. Vloei.

nen. Het verschil met Rebaron is echter gering.

### 9. Weefselreacties

Bij bestudering van het vóór het voeren van de prothese verwijderde weefsel, was bij zes patiënten het histologische beeld geheel normaal. In twee gevallen werden lichte ontstekingsverschijnselen in de zin van hyperemie aangetroffen, in één geval een lichte chronische ontsteking.

Bij drie patiënten geeft het na het voeren verkregen weefsel vrijwel hetzelfde normale beeld te zien als ervoor. In twee gevallen heeft het aanvankelijk normale beeld plaats gemaakt voor een lichte ontstekingsreactie. In één geval zagen we het omgekeerde. Bij één patiënt werden zowel bij de eerste als bij de tweede coupe lichte chronische ontstekingsverschijnselen aangetroffen.

Het geheel overziend kan worden gesteld dat de histologische verschijnselen die na

Tabel IX. Kleurstofopname bij verschillende dompeltijden en bij verschillende oppervlaktebewerkingen. 0 = geen verkleuring; 1 = lichte verkleuring; 2 = matige verkleuring; 3 = sterke verkleuring.

Code	Merk	Dompeltijd in dagen	Groep a cellofaan	Groep b beslepen	Groep c gepolijst	Gemiddelde score over a, b en c
A.	Dura Base	1	1	1	1	} 1.11
		3	1	1	2	
		7	1	1	1	
B.	Peripheral Seal	1	1	1	1	} 1.22
		3	2	1	1	
		7	1	2	1	
C.	Rebaron	1	1	1	0	} 0.84
		3	1	1	2	
		7	1	1	0	
D.	Re-Stor	1	2	2	3	} 2.22
		3	2	2	3	
		7	2	2	2	
E.	Simplex	1	1	2	2	} 1.66
		3	1	2	3	
		7	1	2	1	
A t/m E, gemiddelde over 3 dompeltijden			1.27	1.45	1.53	
F.	Trevalon	1	0	0	0	} 0.66
		3	1	1	1	
		7	1	1	1	
F, gemiddelde over 3 dompeltijden			0.66	0.66	0.66	

Tabel X. Aantal poriën per cm<sup>2</sup>, onderverdeeld in groot, middel en klein.

Code	Merk	Formaat poriën		
		0.1 mm ø	0.05 mm ø	0.01 mm ø
A.	Dura Base	0	0	5
B.	Peripheral Seal	0	0	32
C.	Rebaron	0	1	2
D.	Re-Stor	50	68	168
E.	Simplex	56	132	72
F.	Trevalon	0	0	0.5

het voeren worden aangetroffen, niet anders of ernstiger zijn dan daarvoor. In tabel XI is een en ander overzichtelijk gerangschikt.

#### Discussie en conclusies

Het verloop van de *temperatuur*, zoals die in de laboratoriumproef wordt gemeten, is afhankelijk van de manier waarop de proef is opgezet. Naarmate, bij voorbeeld, van een dikkere schijf wordt uitgegaan, zal de temperatuur in het binnenste van de massa hoger oplopen. De proeven hebben dan ook voornamelijk een vergelijkende waarde.

De beoordeling of de warmte-ontwikkeling bij een bepaald materiaal klinisch acceptabel is, moet daarom door klinische experimenten worden bepaald. Deze proef werd gedaan bij één van de onderzoekers. Voor hem werden verhemelteplaten vervaardigd, waarbij de afstand van de binnenzijde van de plaat tot de mucosa overal 1,5 mm bedroeg. Deze platen werden van een voering voorzien.

Bij alle materialen bleek de warmte-ontwikkeling binnen aanvaardbare grenzen te blijven, uitgezonderd bij Simplex, waarbij de temperatuur zo ondraaglijk hoog opliep, dat de proef vroegtijdig moest worden afgebroken.

In de praktijk is dit wel te ondervangen door de prothese tegen de tijd dat de warmte-ontwikkeling goed op gang komt, één of meerdere malen uit de mond te verwijderen en onder de koude kraan af te spoelen. Over het algemeen zal echter de voorkeur uitgaan naar een materiaal waarbij zoiets niet nodig is.

Voor de bespreking van de klinische betekenis van de proeven met betrekking tot de *plasticiteit/elasticiteit* is in de eerste plaats afbeelding 1 van belang. Op de vierde minuut, na het begin van het mengen, is er alleen bij Simplex sprake van een zekere mate van elasticiteit. De overige materialen zijn nog geheel plastisch. Maar ook hierbij neemt na de zesde minuut de elasticiteit snel toe. In zijn algemeenheid kan worden gesteld dat deze materialen, vóór zij elastische eigenschappen beginnen te ontwikkelen, in de mond moeten worden gebracht. Wanneer men het materiaal echter te vroeg in de mond brengt, veroorzaakt dit voor de patiënt een zeer onaangenaam branderig gevoel. Met uitzondering van Sim-



Tabel XI. Het histologische beeld.

	Materiaal	Voor het voeren	Na het voeren
1.	Rebaron	normaal	normaal
2.	Peripheral Seal	normaal	gering intercellulair oedeem in het epitheel subepitheliale vasodilatatie
3.	Peripheral Seal	normaal	normaal
4.	Rebaron	normaal	lichte chronische mucositis
5.	Rebaron	enige ontstekingsverschijnselen	normaal
6.	Rebaron	enigszins chronisch ontstoken bindweefsel geringe intercellulaire oedeemvorming in het epitheel	enigszins chronisch ontstoken bindweefsel geringe intercellulaire oedeemvorming in het epitheel
7.	Rebaron	normaal	-
8.	Peripheral Seal	normaal	-
9.	Rebaron	lichte ontstekingsverschijnselen	

plex is de periode tussen de derde en de vijfde minuut aan te bevelen. Afhankelijk van de druk die men daarbij op de mucosa wil uitoefenen, kan binnen deze marge het tijdstip worden gekozen. Bij het 'gangbaar maken' daarentegen is het juist wel wenselijk, dat het materiaal reeds een zekere mate van elasticiteit bezit, omdat daardoor wordt voorkómen dat bij de prothese de aansluiting op de mucosa verloren zal gaan. Uit afbeelding 1 blijkt, dat de meest geschikte tijd om hiermee te beginnen ergens tussen de zesde en achtste minuut ligt. Hoe langer men wacht, hoe meer elasticiteit en dus hoe minder kans op verstoring van deze aansluiting. De kans dat delen, die bij het gangbaar maken worden uitgebogen, weer terug zullen veren neemt daarmee echter toe. De mate van terugvering valt echter mee; bij de proef waar afbeelding 2 betrekking op heeft vond immers een deformatie plaats van 1.5 mm. We zien in de afbeelding, dat de mate van terugvering zelfs bij het meest elastische materiaal niet meer dan 1/3 van de deformatie bedraagt. We zeiden reeds, dat deze terugvering kan worden opgevangen door het gangbaar maken één of meerdere ma-

len te herhalen. Een indruk in hoeverre deze procedure bij de verschillende materialen moet worden toegepast, is te verkrijgen uit afbeelding 3. Op basis van het voorafgaande is hier het moment van gangbaar maken op de zevende minuut gekozen. We zien, dat vooral Peripheral Seal er uitspringt door sterke mate van terugvering. Bij dit materiaal is het dus noodzakelijk de procedure te herhalen totdat voldoende verstijving is ingetreden. De overige materialen zijn in dit opzicht aanzienlijk minder kritisch. In een klinisch onderzoek vond in 32 gevallen nacontrole van de gevoerde prothese plaats met Pressure Indicator Pasta, te weten: 11 maal bij een bovenprothese, 21 maal bij een onderprothese. De pasvorm varieerde van goed\*) tot perfect\*\*), op twee uitzonderingen na, die waarschijnlijk werden veroorzaakt door een te grote discrepantie tussen de prothesebasis en de kaakwal. Moeilijkheden met het verwijderen deden zich in geen enkel geval voor. Wel bleek het, vooral bij ondersnijdingen lateraal van de tubera, vrijwel steeds

\*) Slechts geringe correcties nodig.

\*\*) Geen correcties nodig.

nodig aldaar iets weg te fresen.

Wat de mechanische eigenschappen van het uiteindelijke produkt betreft, bezien we allereerst de *buigsterkte* en de *treksterkte*. De beste resultaten worden hier door Simplex en Trevalon bereikt. De buigsterkte van Rebaron en Re-Stor ligt daar ongeveer 30% onder.

Bij de resultaten werd reeds vermeld, dat van Dura Base en Peripheral Seal de buigsterkte niet kon worden bepaald, doordat zij niet braken, maar een sterke doorbuiging vertoonden.

Ook wat de treksterkte betreft zien we, dat Simplex en Trevalon aanzienlijk hogere waarden vertonen dan de overige materialen. Hierbij moet echter worden opgemerkt dat aan de mechanische eigenschappen van de voor het voeren gebruikte materialen aanzienlijk minder hoge eisen behoeven te worden gesteld dan aan de prothesekunstharsen waaruit de prothese zelf wordt geperst. Omdat bij het voeren nauwelijks materiaal van de bestaande prothese wordt afgenomen, zal de sterkte ervan door deze bewerking alleen maar toenemen.

In afbeelding 4 is de vloeï van de verschillende materialen weergegeven. Het eerste wat opvalt is dat Peripheral Seal en Dura Base in verhouding tot de andere materialen een hoge vloeïwaarde bezitten. Ook hier geldt dat, in verband met de ondersteuning door de prothese, aan het voeringmateriaal minder hoge eisen behoeven te worden gesteld dan aan het prothesemateriaal zelf. Onder *Methode* werd de gedachte zelfs geopperd, dat een zekere mate van vloeï misschien juist wenselijk zou kunnen zijn, omdat de nieuwe laag zich daardoor geleidelijk zou kunnen aanpassen aan de zich steeds veranderende kaakvorm. Bezien we nu afbeelding 3, dan blijkt bij Peripheral Seal, het materiaal met de grootste vloeï, de deformatie over een periode van 12 uur bij continue belasting van 10g/mm<sup>2</sup>, 1/10 mm te bedragen.

Laten we aannemen, dat het kaakoppervlak dat wordt overbelast, 300 mm<sup>2</sup> bedraagt\*), dan zou dat betekenen, dat

\*) Dit is ongeveer de grootte van een 'relief area'.

bij een kauwkracht van drie kg dezelfde druk wordt bereikt als in onze vloeitest. De belasting in de mond is echter niet continu, maar intermitterend. Er vanuit gaande dat tenminste de onderprothese 's nachts niet wordt gedragen, zal in totaal hooguit één uur belasting per etmaal worden gehaald.

Dat zou betekenen, dat over een periode van 12 dagen ongeveer een deformatie in de orde van grootte van 1/10 mm zou kunnen worden gerekend. Theoretisch is dat  $\pm 3$  mm per jaar, ruim voldoende om lange tijd het behoud van de pasvorm te waarborgen. Of inderdaad een aanpassing in deze orde van grootte optreedt, is zeer dubieus. Zelfs bij een materiaal met een zo hoge vloeivaarde als Peripheral Seal, zien we, dat na het voeren de pasvorm vaak na verloop van enkele maanden weer verloren gaat.

De sterkte van de verbinding loopt, zoals uit tabel V is af te lezen, bij de verschillende materialen nogal wat uiteen. Toch laat het zich niet aanzien dat aan deze factor veel klinische betekenis moet worden toegekend. Bij een klinische ervaring van tenminste vijf voeringen per materiaal over een periode van enkele jaren is niet één geval naar voren gekomen waarbij dit materiaal geheel of partieel losliet van de basis. Ook verkleuringen tussen de oude en nieuwe laag, die op verlies van binding zouden kunnen wijzen, werden niet aangetroffen.

Tenslotte de verkleuring. Uit tabel IX blijkt, dat de kleurstofopname bij de verschillende materialen nogal uiteen loopt. Vooral in dit opzicht zijn de onderzochte materialen duidelijk de mindere van de warmpolymeriserende kunstharsen. Alleen Rebaron komt daarbij aardig in de buurt. Van veel esthetische betekenis is deze kleurstofopname echter niet; verkleuring van de nieuwe laag wordt in de mond

geheel aan het oog onttrokken door de kunsthars van de bestaande prothese. Buiten de mond ziet de nieuwe laag er soms wat minder smakelijk uit. Het oppervlak bij Peripheral Seal bij voorbeeld wordt geelachtig en enigszins korrelig.

Vergelijkt men de uitkomsten van bovengenoemde test met de porositeitstest, dan blijken de resultaten opmerkelijk overeen te stemmen. De porositeit is echter klinisch van aanzienlijk meer belang. Vertoont het materiaal poriën, dan zullen zich daarin ook afvalprodukten en micro-organismen opzamelen. Allergische reacties en ontstekingsreacties kunnen hiervan het gevolg zijn. De ervaring leert dat het laatste, met name wanneer er sprake is van een Candida-infectie, uiterst moeilijk onder controle is te krijgen. Het gebruik van voeringmaterialen met een hoge mate van porositeit moet daarom met klem worden ontraden. De cijfers spreken hier voor zichzelf. Op grond van dit criterium komen alleen Dura Base en Rebaron voor toepassing in aanmerking.

Wanneer wij, tot slot, alle in dit onderzoek geteste eigenschappen nogmaals de revue laten passeren, dan blijkt het merk Rebaron vrijwel over de gehele linie superieur te zijn aan de overige materialen en op kritische punten de warmpolymeriserende kunstharsen zeer dicht te benaderen. Uitsluitend op grond van deze beoordeling zou men zich kunnen afvragen of het materiaal ook voor meer permanente voorzieningen zou kunnen worden gebruikt. Vooralsnog lijkt ons echter een gereserveerde opstelling op zijn plaats. Het is immers niet uitgesloten, dat bij langdurige klinische observatie nadelen voor de dag komen, die op grond van bovengenoemde onderzoeken niet te voorspellen zijn. Zo vermeldt

Bauer dat aanvankelijk poriën-vrije specimina na verloop van tijd toch poreus worden.<sup>2</sup> Achteraf is het jammer, dat geen proeven werden gedaan waarbij de specimina langere tijd, in bij voorbeeld water, werden opgeslagen. Maar uiteindelijk zullen de criteria waaraan moet worden voldaan, voortkomen uit klinisch onderzoek over een langere periode. Zij kunnen niet arbitrair in het laboratorium worden vastgesteld.

#### Summary:

Title: Cold curing hard reliners.

Keywords: Dental materials – Direct hard reliners – Survey technical and biological properties

Of five different brands of cold curing hard reliners the most relevant properties were investigated and compared with a conventional heat curing resin for denture bases.

The properties diverge considerably for the different brands. All materials appeared to be suited for clinical use. The only exception was Simplex with regard to the temperature rise during polymerisation and porosity. The length of time these materials can remain in function, depends upon the degree of porosity – this being the most important factor. In conclusion Rebaron appeared to have the most favourable properties.

#### Literatuur:

1. Flögel GE. Koudpolymeriserende harde kunstharsen voor het voeren van een gebitsprothese in de mond. Deel I. Ned Tijdschr Tandheelkd 1982; 89: 382-384.
2. Bauer GM et al. Denture reliners-direct hard selfcuring resin. J Am Dent Assoc 1959; 59: 270.
3. American Dental Association. Specifications for denture base temporary relining resin. Nr. 17, 1961.
4. International Standard I.S.O. 4049. Resin based dental filling materials, 1978.

Maart 1982.

Adres: Prof. G. E. Flögel,  
Sorbonnelaan 16,  
3584 CA Utrecht.