

VORMVASTHEID VAN DE INDIVIDUELE LEPEL VOOR EEN VOLLEDIGE PROTHESE

M. L. Hitge, tandarts*
M. M. A. Vrijhoef, materiaalkundige**

SAMENVATTING

Bij het maken van een individuele afdruk voor de volledige prothese is de vormvastheid van de lepel van belang voor de kwaliteit van het eindproduct. In een onderzoek zijn de dimensionele veranderingen van verschillende lepelmaterialen gemeten, zowel voor als na het stentsen van de individuele lepel. De lepels werden vervaardigd van schellakplaat, thermoplastische acrylplaat en autopolymeriserende kunsthars.

Schellakplaat toont de minste vormverandering. Na stentsen van de randen blijkt dat thermoplastische acrylplaat de meest stabiele is van de drie gebruikte lepelsoorten. Door de te sterke vormverandering is een afdruklepel van schellakplaat ongeschikt voor het afdrukken van de onderkaak.

HITGE ML, VRIJHOEF MMA. Vormvastheid van de individuele lepel voor een volledige prothese. Ned Tijdschr Tandheelkd 1989; 96: 372-7.

Uit de *)afdeling Volledige Prothese en Maxillo-faciale Prothetiek en **)vakgroep Orale Biomaterialen van de Katholieke Universiteit te Nijmegen.

Trefwoorden: **Prothetische tandheelkunde – Materiaalkunde**

Datum van acceptatie: 23 januari 1989.

Adres: M. L. Hitge, postbus 9101, 6500 HB Nijmegen.

1. INLEIDING

Veel gebitsprothesedragers hebben problemen met de pasvorm, stabiliteit en retentie van de prothese.¹ Wanneer de afdruklepel zowel voor als na de afdrukfase vormveranderingen vertoont, zal dit de pasvorm en retentie van de te vervaardigen prothese beïnvloeden.²⁻⁵ Immers, van deze vervormde afdruk wordt een gipsmodel gegoten waarop vervolgens de prothese wordt geperst.⁶ Hoewel in leerboeken het gebruik van een stijve lepel wordt aanbevolen,^{7,8} is het belang van de vormvastheid van het lepelmateriaal nauwelijks onderzocht.

Het doel van het hier beschreven onderzoek was:

- de dimensionele nauwkeurigheid en stabiliteit van individuele protheselepels te meten tijdens het bewaren van de lepels;
- de dimensionele nauwkeurigheid en sta-

biliteit van de individuele protheselepels te meten na het stentsen en bewaren van de lepels.

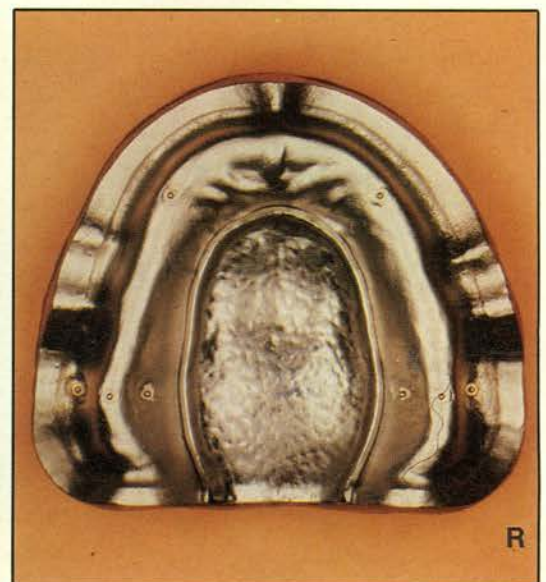
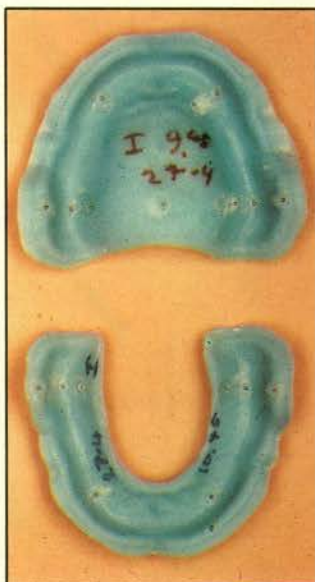
2. MATERIAAL EN METHODE

Drie veel toegepaste lepelmaterialen (tabel I) werden gebruikt voor het vervaardigen van de individuele lepels (afb. 1), namelijk doorzichtige acrylplaat (TP), autopolymeriserende kunsthars (SC) en schellak (SH). Van elk materiaal werden tien individuele lepels vervaardigd, waarvan vijf voor de bovenkaak en vijf voor de onderkaak. De lepels werden gemaakt op metalen modellen. In totaal werden 60 lepels vervaardigd.

2.1. Model

Voor dit onderzoek werden twee van messing

gegoten vormvaste modellen vervaardigd. De vorm van het model was afgeleid van een gemodificeerd Columbia*) fantoommodel van een edentate bovenkaak (afb. 2). Er waren op het model geen ondersnijdingen aanwezig. Om beschadiging te voorkomen werd het buitenoppervlak van het messingmodel van een dun laagje nikkel voorzien. Op het model waren in totaal negen referentiepunten (A-I) aangebracht (afb. 3). Deze meetpunten bestonden uit half-bolvormige uitsparingen waarin roestvrij stalen kogeltjes**) van 1,0 mm (DIN 5401) doorsnede pasten. De uitsparingen op het model waren exact tot een diepte van 0,5 mm en een diameter van 1,0 mm uitgefreesd. Met behulp van een tongvormig Vitallium***) opzetstuk was het mogelijk het bovenmodel te veranderen in een ondermodel (afb. 2). Het ondermodel bevatte acht in plaats van negen referentiepunten (punt D ontbrak). Bij de verdeling van de meetpunten over het boven- en onderkaakmodel, was uitgegaan



Afb. 1. Een boven- en onder-autopolymeriserende kunstharslepel met kleine kogeltjes (referentiepunten) in situ.

Afb. 2. Met behulp van een Co-Cr metalen opzetstuk was het mogelijk het bovenmodel (links) te transformeren tot een ondermodel (rechts). Het bovenmodel bevat negen referentiepunten, het ondermodel acht.

van die gebieden waar de grootste dimensionele veranderingen waren te verwachten.

2.2. Vervaardiging lepels

Met de kogeltjes in situ zijn de lepels direct op het metalen model vervaardigd. Hierdoor werden bij afnemen van de lepel de kogeltjes van het model op de afdrukkelpeel overgebracht. Alle handelingen tijdens het vervaardigen van de lepels waren gestandaardiseerd. De werkzaamheden werden verricht in een klimaatkamer met een constante temperatuur van 22 °C. De autopolymeriserende kunstharispoeder en -vloeistof werden volgens voorschrift van de fabrikant gemengd. De deegachtige massa werd eerst uitgerold tot een dikte van 2 mm in een door de fabrikant geleverde sjablonen van onder- of bovenkaak. Vervolgens werd de kunstharis met lichte vingerdruk nauwkeurig op het model geadapteerd. Een overmaat aan materiaal werd langs de rand van het model met een scherp mesje bijgesneden.

Voor de vervaardiging van de perspex lepels werd gebruik gemaakt van een persapparaat^{†)}. Het plaatmateriaal werd elektrisch voorverwarmd gedurende een vaste tijdsduur. Het nu plastische materiaal werd bij een overdruk van 5 atmosfeer op het model geperst. Na afkoelen tot kamertemperatuur werd de lepel van het model verwijderd. Met roterende instrumenten werd vervolgens de lepelomtrek tot aan de rand van het model glad bijgewerkt. Bij het vervaardigen van de schellak afdrukkelpeels werd het plaatmateriaal voor een bepaalde tijdsduur met een gasbrander gelijkmatig verwarmd. Het plastisch

Tabel I. De drie in dit onderzoek gebruikte lepelmaterialen.

Code	Type + beschrijving	Partij nr.	Fabrikant
TP	Acrylplaat: doorzichtig	0501/83 2mm	MA Vink BV Didam/NL
SC	Autopolymeriserende kunstharis: groen	cc81/cc72 2mm 83/84	De Trey Division Dentsply Ltd. Weybridge/GB
SH	Schellak lepelmateriaal: geel	11786 2mm	Cavex Holland Haarlem/NL

vervormbare materiaal werd hierna met lichte vingerdruk op het model geadapteerd. De overmaat aan schellakmateriaal werd weggefreed. Met opzet werden de schellak afdrukkelpeels niet met draad versterkt. Hierdoor was het mogelijk de dimensionele veranderingen van uitsluitend het materiaal te meten. Voor het vervaardigen van de onderlepels werd gebruik gemaakt van een metalen tongvormig opzetstuk. De linguale begrenzing van de onderlepels werden gedefinieerd door de rand van dit opzetstuk.

2.3 Meetmethode

De meetmethode is reeds eerder beschreven.^{9,10} Gebruik werd gemaakt van een Leitz****) meetmicroscop met ingebouwde lichtbron. De microscoop was voorzien van een kruistafel waarmee in het horizontale vlak de x- en y-coördinaten instelbaar waren met behulp van twee micro-

scopers. Met een derde micrometer, gemonteerd op het statief van de microscoop, was het mogelijk de z-coördinaat af te lezen. Op deze wijze werden de x-, y- en z-coördinaten van alle referentiepunten op de metalen modellen en de diverse lepelsoorten bepaald. De te meten objecten werden zodanig op de kruistafel gefixeerd dat verschuiven van het object niet mogelijk was tijdens de meetprocedure. De onderlinge afstanden (l) tussen de referentiepunten werden berekend met behulp van de stelling van Pythagoras:

$$l = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

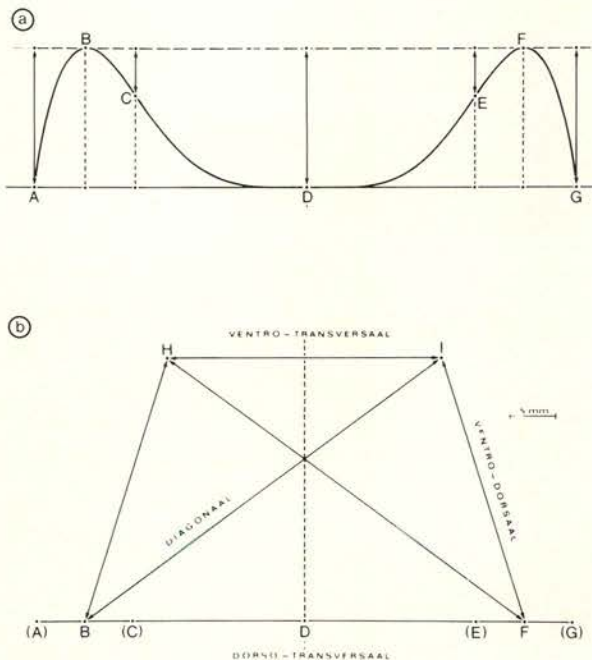
waarin x_1 , x_2 , y_1 , y_2 en z_1 , z_2 de x-, y- en z-coördinaten van twee referentiepunten vertegenwoordigen. Statistische verschillen werden vastgesteld met behulp van de t-toets met een α -waarde van 0,05.

Bij de afdrukkelpeels werden de coördinaten van elk referentiepunt slechts eenmaal geregistreerd. De meetpunten op het metalen model werden in totaal vijf maal opgemeten om twijfels uit te sluiten over de exacte maten van de modellen.

Voor de eerste vraagstelling zijn de dimensionele veranderingen van in totaal 30 afdrukkelpeels gemeten direct na vervaardiging en na een bewaarperiode van 24 uur, 48 uur en twee weken.

Met behulp van een tweede serie van 30 lepels werd het effect onderzocht van stentsen van de lepelrand, gevolgd door een bewaarperiode op de dimensionele stabiliteit van de lepels. De metingen werden gedaan direct na vervaardiging, 24 uur later, direct na aanbrengen van de stentrand en vervolgens één dag, twee dagen en twee weken na het aanbrengen van de stent.

De resultaten van alle bovenkaakmetingen zijn gebaseerd op 26 afstanden uit een mogelijk maximum van 36. Voor de onderkaak werden 20 van de totaal 26 meetafstanden berekend. Geko-



Afb. 3a. Doorsnede van het moedermodel in het dorso-transversale vlak en de ligging van de referentiepunten A tot en met G daarin.

Afb. 3b. Ligging van de vier op de processus alveolaris gelegen referentiepunten B, F, H en I in het horizontale vlak.

*) Columbia Dentoform, New York, VS

**) SKF, Schweinfurt, West-Duitsland

**) Vitallium, Austenal Dental, Keulen, West-Duitsland

****) Ernst Leitz, Wetzlar, West-Duitsland

†) Biostar, H. Bitter, Osnabrück, West-Duitsland.

zen is het aantal meetafstanden te beperken daar de punten A tot en met G duidelijk de mate van (an)isotrope contractie of expansie aan de dorsale basis weergeven terwijl de punten B, H, I en F alsmede de diagonalen hiervan (afb. 3), maatgevend zijn voor dimensionele veranderingen ter plaatse van de processus alveolaris.

2.4. Het aanbrengen van stent

Bij het aanbrengen van stent op de lepels van autopolymeriserende kunsthars en thermoplastisch acrylaat werd gebruik gemaakt van rode stent*) met een verwerkingstemperatuur van 55,5 °C. Bij de schellak afdruklepels werd gekozen voor groene stent**). Deze heeft een lagere verwerkingstemperatuur: 50,0 °C. Dit om de temperatuur van het schellak zo laag mogelijk te houden. Bij het stentsen van de lepel werd dezelfde procedure aangehouden als in de mond van de patiënt. De lepelranden werden, alvorens te beginnen met het stentsen, eerst 2 mm ingekort. Na verhitting van het stentstaafje in een gasvlam, werd de massa op de lepelrand aangebracht. Hierna werd de stentrand gelijkmatig verwarmd met een 'blow torch', het geheel gedurende drie seconden in warm water gedompeld (55,5 °C voor rode stent en 50,5 °C voor groene stent) waarna plaatsing in water in een oven bij 37 °C voor 15 seconden volgde. Vervolgens werd de gestentte lepel afgekoeld in koud water van 10 °C voor de duur van 15 seconden.

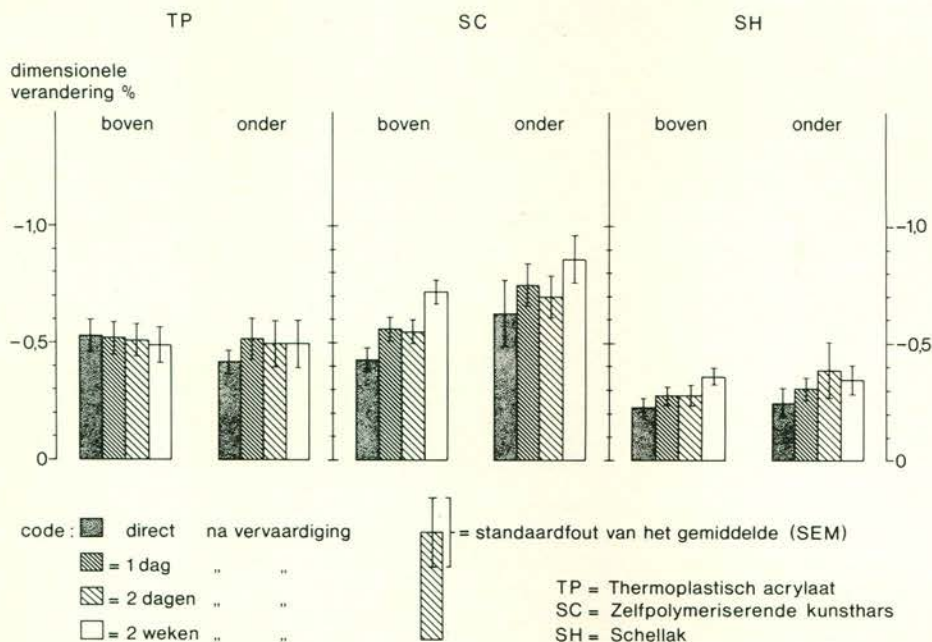
3. RESULTATEN

In tabel II worden de gemiddelde onderlinge afstanden tussen de meetpunten voor de beide metalen modellen weergegeven.

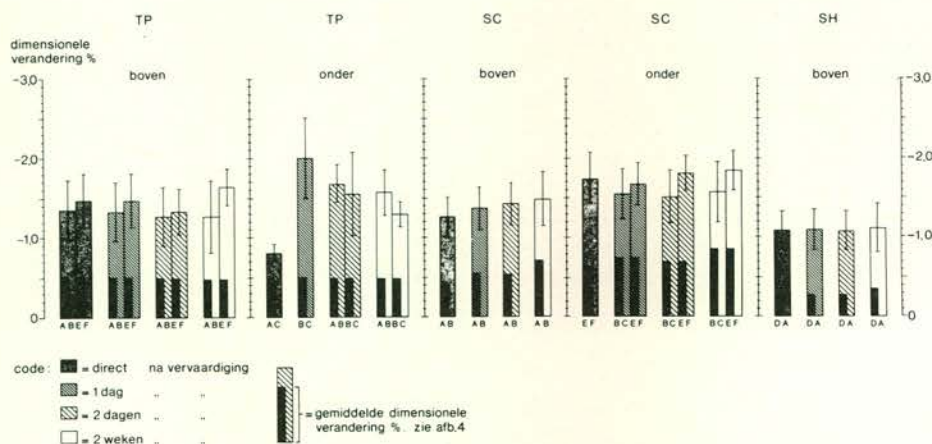
3.1. Onderzoek I

De gemiddelde dimensionele veranderingen (%) van de verschillende lepelmaterialen ten opzichte van het moedermodel worden in tabel III in de hiervan afgeleide histogrammen (afb. 4) getoond. Op enkele uitzonderingen na, blijken de dimensionele veranderingen van het lepelmateriaal niet afhankelijk te zijn van de respectieve afstanden op het metalen model. Meetwaarden die percentueel sterk afwijken van de gemiddelde dimensionele veranderingen, zijn verzameld in afbeelding 5.

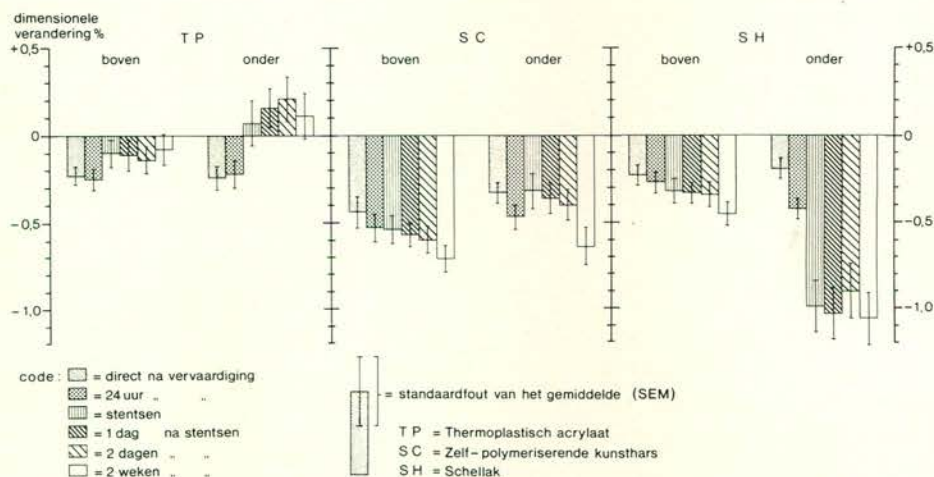
De grootste groep resultaten wijkt echter niet significant van elkaar af. Gebleken is dat de afwijkende afstanden niet symmetrisch over het model verspreid lagen. Bijvoorbeeld de afstand DA op de schellak lepel van de bovenkaak vertoonde een sterkere krimp dan de gemiddelde waarden van de lepel in zijn geheel. De tegenovergestelde afstand DG daarentegen verschilde niet significant van de gemiddelde waarden voor



Afb. 4. Gemiddelde percentuele dimensionele verandering ten opzichte van het metalen model voor de verschillende lepelmaterialen.



Afb. 5. Afstanden met een significant verschil in dimensionele verandering ten opzichte van de gemiddeld gemeten waarde bij bewaren van de lepels.



Afb. 6. Gemiddelde percentuele dimensionele verandering ten opzichte van het metalen model gemeten voor en na het aanbrengen van stent op de boven- en onderlepels.

*) Kerr, Romulus (Mich.), VS

**) Kerr, Romulus (Mich.), VS

Tabel II. Gemiddelde onderlinge afstanden in millimeters tussen de meetpunten voor de beide metalen modellen gebruikt tijdens dit onderzoek.

Afstanden (1)	Model 1 mm	Model 2 mm
AB	16,037	15,799
AC	14,723	14,579
AD	29,631	29,691
AE	49,085	49,076
AF	55,256	55,227
AG	59,254	59,238
BC	7,279	7,300
BD	27,937	27,933
BE	42,435	42,442
BF	47,208	47,209
BG	55,254	55,176
BH	30,321	30,304
BI	48,123	48,133
CD	20,923	20,902
CE	37,021	37,011
CF	42,434	42,425
CG	49,083	48,979
DE	20,891	20,859
DF	27,913	27,884
DG	29,623	29,547
EF	7,284	7,290
EG	14,671	14,562
FG	15,962	15,874
FH	48,141	48,138
FI	30,288	30,302
HI	29,621	29,626

Tabel III. Gemiddelde relatieve dimensionele veranderingen (%) ten opzichte van het metalen model voor de drie lepelmaterialen. Standaardfout van het gemiddelde (SEM) tussen haakjes.

Lepel	Direct	1 Dag	2 Dagen	2 Weken
TP boven	-.53 (.07)	-.52 (.07)	-.51 (.07)	-.49 (.08)
TP onder	-.42 (.05)	-.52 (.09)	-.50 (.10)	-.50 (.10)
SC boven	-.43 (.05)	-.56 (.05)	-.55 (.05)	-.72 (.05)
SC onder	-.63 (.14)	-.75 (.09)	-.70 (.09)	-.86 (.10)
SH boven	-.23 (.04)	-.28 (.04)	-.28 (.04)	-.36 (.04)
SH onder	-.25 (.06)	-.31 (.05)	-.39 (.12)	-.35 (.06)

Tabel IV. Gemiddelde relatieve dimensionele veranderingen (%) voor en na het stentsen ten opzichte van het metalen model voor de drie lepelmaterialen. Standaardfout van het gemiddelde (SEM) tussen haakjes.

Lepel	Direct	24 Uur	Stentsen	1 Dag	2 Dagen	2 Weken
TP boven	-.23 (.05)	-.25 (.06)	-.10 (.08)	-.11 (.09)	-.14 (.08)	-.08 (.09)
TP onder	-.24 (.07)	-.22 (.08)	+.07 (.13)	+.16 (.11)	+.21 (.13)	+.11 (.13)
SC boven	-.44 (.09)	-.53 (.08)	-.54 (.08)	-.57 (.07)	-.60 (.08)	-.71 (.08)
SC onder	-.33 (.06)	-.47 (.07)	-.32 (.10)	-.36 (.09)	-.40 (.09)	-.64 (.11)
SH boven	-.23 (.06)	-.27 (.06)	-.32 (.07)	-.33 (.06)	-.34 (.07)	-.45 (.07)
SH onder	-.19 (.06)	-.42 (.06)	-.99 (.15)	-1.03 (.15)	-.90 (.16)	-1.06 (.15)

de lepel. Hoewel de krimp over de afstand DG groter was dan de gemiddelde contractie van de lepel, bleek de krimp van DG echter niet significant te zijn aangezien de standaardfout van het gemiddelde (SEM) eveneens hoger was. Hetzelfde is van toepassing op de overige afwijkende waarden weergegeven in afbeelding 5.

3.2. Onderzoek II

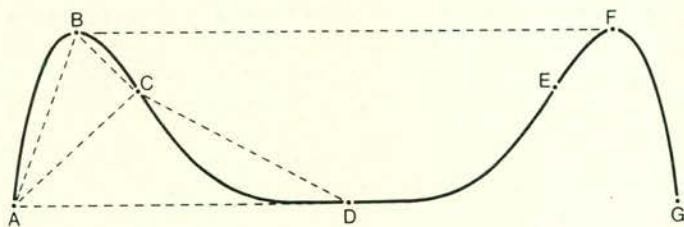
Voor de lepels vervaardigd uit verschillende materialen met randvorming, werden eveneens de percentuele gemiddelde dimensionele veranderingen in relatie tot het uitgangsmodel verzameld (afb. 6 en tabel IV). Alle bovenlepels bleken na stentsen van de randen en bewaren voor een periode van twee weken relatief stabiel van vorm te zijn. De onderlepels echter, vertoonden een grotere dimensionele verandering na het opbouwen van de rand met stent, bij sommige werden significante verschillen geconstateerd.

De onderkaaklepels van autopolymeriserende kunstharz bleken direct na het stentsen dimensioneel weinig te zijn veranderd, maar vervormden aanzienlijk (krimp) tijdens de bewaarperiode van twee weken ($t = 2,80$, $p < 0,05$). Anderzijds vertoonden perspex onderlepels direct na het aanbrengen van stent een verhoogde expansie. Deze verschillen werden significant ($t = 2,79$, $p < 0,05$) na een dag bewaren, terwijl de lepels voor de overige bewaarperiode van twee dagen en twee weken stabiel van vorm bleven. Schellak onderlepels veranderden significant van vorm (krimp) na het opbouwen van de rand ($t = 3,80$, $p < 0,05$) maar bleven daarna relatief onveranderd tijdens de resterende meetperiode.

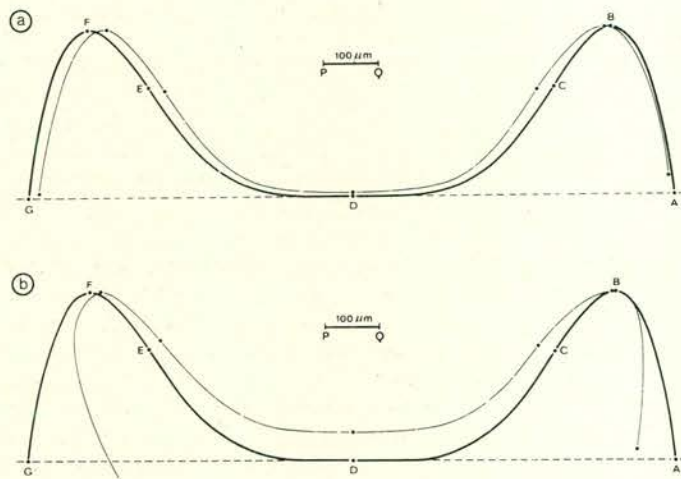
4. DISCUSSIE

Het gebruik van een individuele lepel en het opbouwen van de lepelranden met stent alvorens de definitieve afdruk voor de volledige prothese te maken, wordt in de algemene tandartsenpraktijk veelvuldig toegepast. Een nadeel van de in dit onderzoek gehanteerde microscopische meetmethode is dat de berekende gegevens uitsluitend de dimensionele verandering op de rechte verbindinglijn tussen twee meetpunten aangeeft maar niets zegt over het tussenliggende gebogen oppervlak van het model c.q. de lepel (afb. 7). Gezien het feit dat alle proeven bij een kamertemperatuur van 22 °C werden uitgevoerd en gezien de relatief lage thermische lineaire expansie-coëfficiënt van messing, had de geringe temperatuurstijging van het model bij de vervaardiging van de lepels een te verwaarlozen invloed op de dimensionele verandering van het metalen model.

Belangrijk voordeel bij het gebruik van een opzetstuk is dat het nu mogelijk was zowel boven- als onderlepels op eenzelfde model te vervaardigen en dat de verhouding van acht referentiepunten onderling vergelijkbaar was voor alle lepels.



Afb. 7. Enkele voorbeelden van gemeten verbindingslijnen: bij deze microscopische meetmethode hebben de berekende gegevens uitsluitend betrekking op verandering van de rechte verbindingslijn tussen twee referentiepunten.



Afb. 8. Schematisch beeld van de dimensionele afwijkingen van een thermoplastische acrylaat afdruklepel (perspex) ten opzichte van het metalen model (a) tijdens bewaren en (b) na stentsen. De afwijkingen zijn voor de duidelijkheid met een factor 50 overdreven.⁹

Volgens de resultaten van het eerste deel van het onderzoek blijken de lepels van autopolymeriserende kunsthars de hoogste krimpwaarde te vertonen, gevolgd door die van thermoplastisch acrylaat, terwijl schellak lepels de minste krimp vertoonden.¹¹ Dit is te verklaren doordat tijdens het uitharden, autopolymeriserende kunsthars zowel polymerisatie als thermische contractie vertoont, maar thermoplastisch acrylaat en schellak uitsluitend thermische contractie laten zien.^{12 13} Omdat thermoplastisch acrylaat tot een hogere temperatuur wordt verhit, is de krimp hiervan groter dan die van schellak.

Boven- en onderlepels van thermoplastisch acrylaat evenals autopolymeriserende kunsthars en schellak onderlepels vertonen geen significante dimensionele verandering tijdens het bewaren. Bovenlepels van autopolymeriserende kunsthars en schellak bovenlepels doen dit wel. Dat thermoplastisch acrylaat boven- en onderlepels niet veranderen tijdens het verouderen kan worden verklaard doordat er alleen thermische contractie optreedt. Op analoge wijze is ook geen verandering te verwachten bij schellak lepels. Bij gebruik van de autopolymeriserende kunsthars is meer contractie te verwachten op basis van krimp tijdens de polymerisatie. Bovenlepels van autopolymeriserende kunsthars bevestigen deze verwachting. De hogere standaardfout van het gemiddelde (SEM) voor onderlepels van autopolymeriserende kunsthars zou de

oorzaak kunnen zijn dat geen effect van het bewaren kan worden gemeten, ofschoon er wel veranderingen aanwezig kunnen zijn. Opgemerkt dient te worden dat een grote standaarddeviatie een hoge mate van variatie in de kwaliteit tot gevolg heeft.

Het is evident dat de vorm van het edentate kaakmodel de isotrope contractie van de geconstrueerde lepels beperkt. Wat betreft de bovenlepel resulteert beperking van de krimpbeweging in een spleet tussen palatum en lepel. Afbeelding 5 licht toe waarom alleen een deel van de verwachte afwijkingen, veroorzaakt door beperkte krimp, wordt verklaard door dit experiment. Voor de lepels uit het tweede deel van het onderzoek werd een maximale

krimp of uitzetting van 1,0 mm na het stentsen getolereerd. Boven deze waarde werd de afdruklepel niet langer als betrouwbaar beschouwd. Een prothese, vervaardigd op basis van een dergelijke vervormde afdruklepel zou, vooral bij patiënten met een weinig resiliënte mucosa, drukplaatsen en pasvormproblemen veroorzaken.

Zowel de lepels van autopolymeriserende kunsthars als die van thermoplastische acrylaat lepels bleken na het afvormen met stent het meest stabiel te zijn. Thermoplastisch acrylaat afdruklepels zouden inwendige spanningen kunnen hebben die tijdens het aanbrengen van warme stent opnieuw vrij komen. Anderzijds nam de krimp van de autopolymeriserende kunsthars toe tijdens verhitten. Dit resulteerde bij de bovenlepels in een spleetvorming tussen palatum en lepel bij de bovenlepels (afb. 8). De dimensionele stabiliteit van de schellak bovenlepels bleek verrassend betrouwbaar te zijn. Schellak onderlepels echter zijn onbetrouwbaar als afdruklepel wanneer het materiaal wordt blootgesteld aan afwisselend verhitting en afkoeling, zoals tijdens de stentprocedure. Bij dit type lepel werd een krimp van 2,3 mm na stentsen waargenomen.

Een verklaring voor een verhoogde dimensionele verandering in alle onderlepels kan mogelijk de hoefijzervorm zijn waarbij, in tegenstelling tot bovenlepels, geen dorsale verbinding aanwezig is.

5. CONCLUSIES

Volgens het eerste deel van het onderzoek dient de afdruklepel minstens 24 uur na vervaardiging te worden bewaard alvorens de afdruk te nemen en vervolgens direct te worden uitgetogen.

Uit het tweede deel van het onderzoek kan worden geconcludeerd dat randopbouw van de afdruklepels met stent invloed heeft op de dimensionele vormgeving van de lepel, vooral direct na aanbrengen van dit thermoplastisch materiaal. Een nauwkeuriger uitkomst is te bereiken indien de

SUMMARY

DIMENSIONAL ACCURACY AND STABILITY OF THE COMPLETE DENTURE IMPRESSION TRAY

Key words: Prosthetic dentistry – Dental materials

When recording final impressions for complete dentures, the dimensional stability of the tray material is of significance for the final result. The aim of this study was to measure the dimensional changes in different tray materials prior to and after border moulding. Self-curing acrylic, thermoplastic acrylic and shellac were measured at fixed intervals with the aid of a measuring microscope. The trays were constructed on metal master models with respectively nine reference points for the upper tray and eight points for the lower tray. Self-curing acrylic produces the most contraction as a function of time, followed by thermoplastic acrylic. Shellac exhibits the least contraction c.q. dimensional change. Thermoplastic acrylic material proved to be the most stable after border moulding. Shellac was totally unreliable due to the major changes following border moulding.

afdruklepel na het stentsen eerst enige tijd wordt bewaard alvorens de definitieve afdruk te nemen. De dimensionele veranderingen, ten gevolge van het opbrengen van stent, kunnen dan nog worden gecorrigeerd via de individuele afdruk. Het verdient aanbeveling de afdrukken zo snel mogelijk uit te gieten. Om overmatige vertrekking van bepaalde lepelmaterialen, met name schellak, te reduceren, wordt aanbevolen de lepelranden op te bouwen met een speciaal voor dit doel vervaardigde kneedbare massa of met een nieuwe generatie thermoplastisch afdrukmetaal met een veel lager smeltpunt dan de conventionele stent. Verder wordt voorgesteld gebruik te maken van stijve lepels die weinig vormverandering vertonen tijdens en na het stentsen, bij voorbeeld een lepel van autopolymeriserende kunstharz of acrylplaat (perspex).

LITERATUUR

- ¹ ANTHONY DH, PEYTON FA. Dimensional accuracy of various denture-base materials. *J Prosthet Dent* 1962; 12: 67-81.
 - ² HITGE ML, LEIJDEKKERS-GOVERS AFM, VRIJHOEF MMA. The dimensional stability of full denture impression trays part I. *J Dent Res* 1984; 63: 236.
 - ³ HITGE ML, LEIJDEKKERS-GOVERS AFM, VRIJHOEF MMA. The dimensional stability of full denture impression trays part II. *J Dent Res* 1985; 64: 714.
 - ⁴ NICHOLLS JI. The measurement of distortion: theoretical considerations. *J Prosthet Dent* 1977; 37: 578-86.
 - ⁵ NICHOLLS JI. The measurement of distortion: mathematical considerations. *J Prosthet Dent* 1978; 39: 339-43.
 - ⁶ LINKE BA, NICHOLLS JI, FAUCHER RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 794-802.
 - ⁷ SHARRY JJ. *Complete Denture Prosthodontics*. New York: McCraw-Hill Book Company Inc, 1974: 200-10.
 - ⁸ ELLINGER CW, RAYSON JH, TERRY JM et al. *Synopsis of Complete Dentures*. Philadelphia: Lea and Febiger, 1975: 107-17.
 - ⁹ DE CLERQ M. *Maatnauwkeurigheid van volledige tandheelkundige prothesen*. Leuven: Katholieke Universiteit, 1974. Academisch proefschrift.
 - ¹⁰ SCHOENMAKERS HPL. An accurate method for the optical determination of dimensional changes. *Neth Dent J* (suppl 9) 1973; 80: 28-41.
 - ¹¹ REHBERG HG. Der Abformlöffel – ein wichtiger Faktor für die Abformgenauigkeit. *Dent Labor* 1978; 1: 44-8.
 - ¹² PAGNANO RP, SHEID RD, CLOWSON RL et al. Linear dimensional change of acrylic resins utilized in the fabrication of custom trays. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 279-83.
 - ¹³ GOLDFOGEL M, HARVEY WL, WINTER D. Dimensional change of acrylic resin tray materials. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 284-6.
-