

De waterbedprothese (I)

C.L. Davidson, materiaalkundige
G. Boere, tandarts

Samenvatting

De noodzaak van een goede pasvorm voor een volledige prothese en van diverse methoden om onvolkomenheden in die pasvorm te corrigeren, worden kritisch beschouwd. Het aanbrengen van een waterbedvoering aan de mucosale zijde van de prothese en de werking ervan worden behandeld en er wordt uitgelegd waarom zo'n zich 'continue aanpassende' constructie veel problemen oplost in vergelijking met de bestaande rebase- en relining-systemen.

DAVIDSON CL, BOERE G. De waterbedprothese (I). Ned Tijdschr Tandheelkd 1990; 97: 332-4.

Uit de vakgroep Tandheelkundige
Materiaalwetenschappen van het Academisch
Centrum Tandheelkunde Amsterdam (ACTA).

Datum van acceptatie: 29 november 1989.

Trefwoorden: **Prothetische tandheelkunde –
Materiaalkunde**

Adres: Prof. Dr. C.L. Davidson, ACTA,
Louwesweg 1, 1066 EA Amsterdam.

1 INLEIDING

Er zijn diverse factoren te noemen waarom een volledige prothese slechts zelden precies past.¹ Het continue resorptieproces van het alveolaire bot is de belangrijkste factor. De mucosa kan echter door bijvoorbeeld irritatie aanmerkelijke vormveranderingen ondergaan.² Het zou daarom wenselijk zijn als een prothese zichzelf voortdurend in vorm zou aanpassen in plaats van een periodieke rebasing door de tandarts, of het gebruik van liners in die gevallen waar zich regelmatig klachten voordoen.

Bij een getraumatiseerde mucosa worden vaak zogenaamde tissue conditioners aangewend.³⁻⁷ Dit zijn meestal methacrylaten die door bijmengen van ethanol en aromatische oliën na polymerisatie betrekkelijk week blijven. Het materiaal (bijvoorbeeld FITT van Kerr, Viscogel van Coe of Lynal van Caulk) kan zich binnen een week aan de juiste vorm aanpassen, waarna de mucosa tot rust kan komen. Na deze fase moet het echter worden vervangen door een meer duurzaam product, omdat de tissue conditioners in de loop der tijd volledig worden weggeperst en door hun poreuze structuur volledig vervuilen. Een semi-permanente oplossing wordt geboden in de vorm van 'softliners' (Coe-soft of Durabase). Deze ethylmethacrylaat-polymeren zijn zachter dan de normale prothesebasismaterialen en blijven gedurende één tot drie maanden elastisch. Ze zijn verkrijgbaar met uiteenlopende veerkracht. Door hun elasticiteit zijn ze echter niet goed af te werken en te polijsten. De weekmaker lekt makkelijk weg waardoor de veerkracht verloren gaat.

De invoering van de - van nature elastische - siliconen (Molloplast-B of Prolastic) heeft ertoe geleid dat er nu softliners bestaan die één tot twee jaar dienst kunnen doen. De poreuze structuur geeft echter ook hier weer aanleiding tot vervuiling van het materiaal. Vooral *Candida albicans* koloniseert eenvoudig op softliners, hetgeen

regelmatig reinigen noodzakelijk maakt. Mechanisch reinigen met een zachte tandenborstel en tandpasta verdient daarbij de voorkeur boven bleekmiddelen, die de structuur van het materiaal eenvoudig aantasten.

De softliners zijn visco-elastische materialen. Bij korte en relatief snelle belasting deformeren ze elastisch, dat wil zeggen de vervorming raakt weer ongedaan bij ontlasting. Bij langdurige belasting vervormt het materiaal echter blijvend. Meestal heeft een visco-elastisch materiaal met goede elastische eigenschappen weinig viskeus gedrag en het omgekeerde is ook waar. Een groot deel van deze problematiek is te ondervangen met een zogenaamde waterbedvoering, een methode die nog niet eerder in de tandheelkunde toepassing vond.

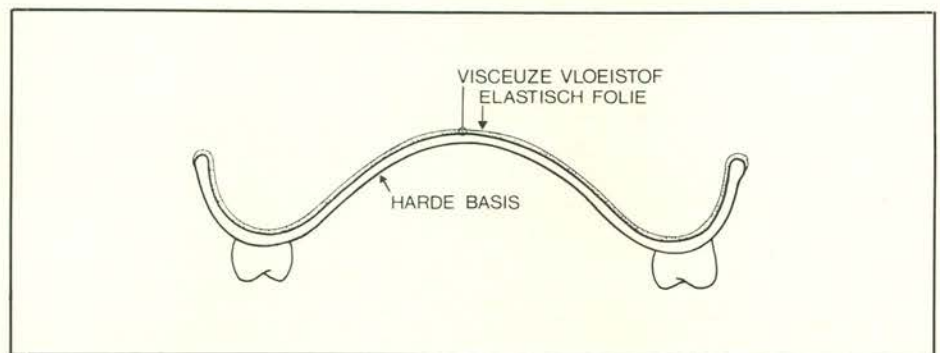
2 DE WATERBEDVOERING

Een waterbedvoering bestaat uit een elastische hoes waarin een vloeistof is opgesloten. Bij belasting neemt de constructie gemakkelijk nieuw opgelegde vormen aan en adapteert optimaal aan het oppervlak van het belastend voorwerp. Bij een waterbedprothese wordt de prothese aan de mucosale zijde bedekt met een voorgevormde, nauwsluitende, flexibele en elastische folie,

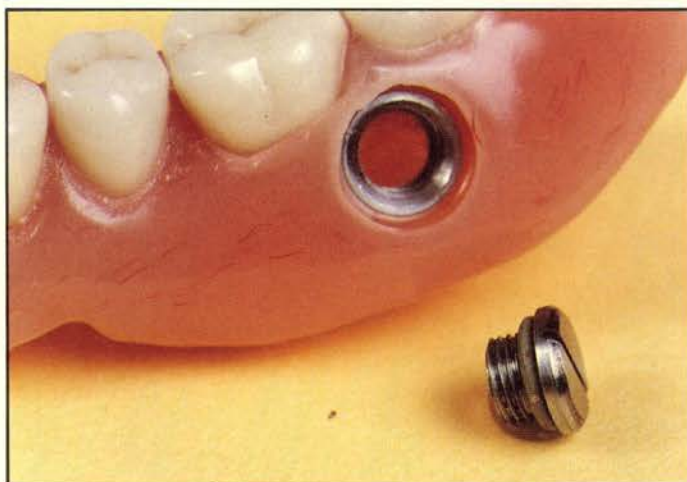
die een dunne, onderliggende laag vloeistof op zijn plaats houdt (afb. 1).

De constructie van een waterbedprothese verloopt grotendeels zoals die van een normale kunstharsprothese.^{8,9} Een verschil is echter dat over het definitieve model 'diep-getrokken' folie aan de mucosale zijde met de basisplaat wordt meegepolymeriseerd. Daarna wordt de prothese op de gebruikelijke wijze afgewerkt en gepolijst. Pasvorm, retentie, stabiliteit, relatie, oclusie, articulatie en randlengte kunnen op de gebruikelijke wijze worden gecontroleerd en eventueel gecorrigeerd.

Nadat de prothese enige tijd door de patiënt is gedragen en met name de labiale en linguale randen geen ongemak meer veroorzaken, wordt van de prothese een afdruk genomen met een dik viskeus (putty) elastomeer die in steengips wordt uitgegoten. Op dit model wordt met behulp van de dieptrektechniek de definitieve folie gemaakt, bestaande uit een 0,4 mm dikke polyurethaan (PU)-folie. De oorspronkelijke vormfolie wordt nu uit de prothese verwijderd. In de basisplaat van de prothese worden twee kleine ventielen aangebracht (afb. 2) en wordt de definitieve PU-folie langs de randen van de plaat geplakt. De rand zelf wordt 'afgezeald' met een lichthardend acrylaat waardoor deze goed is af te werken en te polijsten. Omdat de



Afb. 1. Dwarsdoorsnede van een waterbedprothese. De harde basisplaat is bedekt met een viskeuze (plastische) vloeistof die door een flexibel (elastisch) folie op haar plaats wordt gehouden.



Afb. 2. In de protheseplaat zijn twee ventielen aangebracht om het adequaat vullen van de ruimte mogelijk te maken.



Afb. 3. De mucosale zijde van de prothesebasis is elastisch samendrukbaar en voelt 'vlezig' aan.



Afb. 5. Totaalbeeld van de bovenprothese waarbij de overgang van de harde rand naar een flexibele basis duidelijk waarneembaar is.

definitieve folie over het model is gevormd, is door het verwijderen van de eerst aangebrachte vormfolie een ruimte ontstaan, die nu met een dik viskeuze siliconenolie via één van de ventielen enigszins overvuld wordt. Het tweede ventiel is nodig om luchtsluitels te laten ontsnappen. Door één van de ventielen open te draaien kan de prothese op verticale dimensies bij de patiënt worden ingesteld. Daarna wordt het ventiel weer gesloten en is de prothese gereed.

3 DISCUSSIE

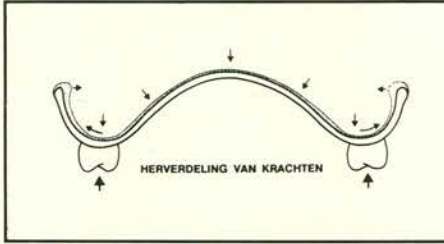
De folie neemt, onbelast, de voorgeprogrammeerde vorm aan en komt aldus overeen met de anatomische vorm tijdens de afdrukfase. Bij kauwbelasting kan de folie zich aan de vormveranderingen van de mucosa aanpassen dankzij de beweeglijkheid van de onderliggende viskeuze vloeistof (afb. 3). Aldus blijft er onder alle omstandigheden een uitstekende adaptatie tussen prothese en mucosa, terwijl de traag bewegende vloeistof toch voldoende stabiliteit garandeert.

Tijdens het kauwen en zelfs ook gedurende bruxisme worden de krachten over een zo groot mogelijk oppervlak verdeeld, hetgeen tot minimale druk leidt. Een ander voordeel is dat verticale krachten in meerdere richtingen door de vloeistof worden verspreid. Wellicht kan deze spreiding van de spanning een bijdrage leveren aan de reductie van de resorptie van het alveolaire bot. Doordat de vloeistof gedurende belasting naar de randen wordt geperst, kan er een stabiliserende werking van verwacht worden (afb. 4).

De retentie van een gebitsprothese is gebaat bij een goede vorm,^{8, 10-12} en een goede randafsluiting zodat er geen speeksel of lucht kan passeren.¹³ De randen van een waterbedprothese bestaan uit met folie overdekt, hard acrylaat die nauwsluitend aanligt (afb. 5).

De thermoplastisch, vormgetrokken folie zal een minder gedetailleerde reproductie van de mucosa geven dan de gegoten harde acrylaatplaat. Toch zal de waterbedprothese door zijn flexibele basis een positieve bijdrage leveren aan het door zuigkracht in stand gehouden houvast. Daarbij komt nog dat door het zachte materiaal irritatie van de mucosa als gevolg van laterale beweging achterwege blijft. De juiste keuze van folie garandeert bovendien een goede bevochtiging van het folie door speeksel, hetgeen ook de adhesie ten goede komt.⁸

Irritatie van de mucosa, onder andere door contaminatie met *Candida albicans* wordt vaak toegeschreven aan het poreuze karakter van de traditionele prothesevoeringen.¹⁵⁻¹⁶ De dichte structuur van het folie voorkomt dit.



Afb. 4. Transversaal gerichte belasting van de waterbedprothese leidt tot hydrodynamische drukverdeling die in meerdere richtingen wordt verdeeld en een bijdrage levert aan het houvast door klemkrachten langs de randen.

De materialen die in de waterbedprothese verwerkt zijn, hebben geen schadelijke effecten op het menselijk lichaam.¹⁷ Het is technisch mogelijk gebleken een waterbedprothese te vervaardigen, die een groot aantal voordelen van de gebruikelijke, al of niet met een tissueconditioner of softliner bedekte, harde plaat in zich verenigt en tegelijkertijd een aantal bezwaren van de traditionele materialen elimineert. De belangrijke vraag hoe de patiënt dit nieuwe ontwerp ervaart, zal in een vervolgartikel worden beschreven. Daarin worden de resultaten van een, over twee jaar uitgestrekte, studie weergegeven.

SUMMARY

WATERBED LINING OF DENTURES

Key words: Prosthodontics – Dental materials

The necessity of proper fit and various methods of correction of defective fit of full dentures are discussed. The construction and application of a waterbed lining at the mucosal side of a denture is given and arguments are presented why such a 'continuous rebasing' construction eliminates a series of disadvantages of the existing lining systems and offers several additional advantages to the functioning of a denture.

LITERATUUR

- ¹ATWOOD DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent* 1963; 13: 810-24.
- ²LYTLE RB. Complete denture construction based on a study of the deformation of the underlying soft tissues. *J Prosthet Dent* 1959; 9: 359-51.
- ³CHASE WW. Tissue conditioning using dynamic adaptive stress. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 804-15.
- ⁴WRIGHT PS. Soft lining materials. Their status and prospects. *J Dent* 1976; 4: 247-56.
- ⁵WRIGHT PS. Composition and properties of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent* 1981; 9: 205-13.
- ⁶PING CHAING BK. Polymers in the service of prosthetic dentistry. *J Dent* 1984; 12: 203-14.
- ⁷DE MOT D, DE CLERQ M, ROUSSEUW P. Visco-elastic properties of four currently used tissue conditioners. *J Oral Rehabil* 1984; 11: 419-27.
- ⁸HEARTWELL CM, RAHN AO. Syllabus of complete dentures. 4e ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1986.
- ⁹LANG BR, KELOCY ChC. Complete denture occlusion. International Prosthodontic Workshop. Michigan: University of Michigan, 1976.
- ¹⁰LINDSTROM RE, PANELCHAK J, HEYD A, TARBET WJ. Physical-chemical aspects of denture retention and stability: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 371-5.
- ¹¹RENEMAN M. De toekomst van het kunstgebit. Alphen aan den Rijn: Stafleu en Tholen, 1981.
- ¹²ØRSTAVIK JJ, FLØRSTRAND F. Retention of complete maxillary dentures related to soft tissue function. *Acta Odontol Scand* 1984; 42: 313-7.
- ¹³LOVE WD, GOSKA FA, MIXSON RJ. The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. *J Prosthet Dent* 1976; 18: 515-27.
- ¹⁴ETTINGER RL. The posterior palatal seal. A review. *Austr Dent J* 1980; 25: 197-200.
- ¹⁵RAZEK M, MOHAMED Z. Influence of tissueconditioning materials on the oral bacteriologic status of complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1980; 44: 137-42.
- ¹⁶WRIGHT PS. The effect of softlining materials on the growth of *Candida albicans*. *J Dent* 1980; 2: 144-51.
- ¹⁷LELAH MD, LOOPER SL. Polyurethanes in medicine. 1st ed. Boca Raton - Florida: CRC Press Inc., 1986.