

# EEN VERKLARING VOOR HET HOUVAST VAN DE VOLLEDIGE PROTHESE II

DOOR M. F. RENEMAN JR.

## *Inwendige weerstand*

Iedere prothese laat los, ook de zogenoemde zuigende prothese. Men kan dit gemakkelijk constateren. Prothesen die bestand zijn tegen betrekkelijk grote maar kortdurende „ruk“-krachten zullen als ze langdurig belast worden met krachten ver onder de maximaal mogelijke, na kortere of langere tijd plotseling, „als het ware vanzelf“ loslaten.

Een ander, iedere protheticus bekend verschijnsel, is het ogenschijnlijk nogal wisselende houvast van een en dezelfde prothese. Indien men n.l. een zelfde prothese in een en dezelfde zitting meerdere keren test, dan blijken de resultaten nogal verschillend. De ene keer zal men, nadat door de patiënt de prothese is vastgeslikt, nogal lang en stevig kunnen trekken, de andere keer vlak hierna, slechts kort. Slijmvliesveranderingen en speekselconsistentiewijzigingen noch de reeds besproken krachten kunnen dit verschijnsel verklaren.

Een verschijnsel dat reeds terloops werd aangeduid, verlangt nu nadere uitwerking.

Indien een kleinere glasplaat stevig gedrukt wordt tegen een grotere glasplaat die volledig bevochtigd is, zal die onderste plaat langere of kortere tijd blijven „klevan“ tegen de bovenste (zie fig. B in aflevering I). Hoe groter de kracht is waarmee ze tegen elkaar gedrukt worden en hoe langer die kracht duurt hoe langer ook de onderste plaat blijft kleven.

Een dergelijk verschijnsel kan nog duidelijker gedemonstreerd worden bij glasplaten, die onder water tegen elkaar gedrukt worden. Van een capillaire of oppervlakte-spanningsverschijnsel kan hier geen sprake zijn. Drukt men onder water twee glasplaten stevig tegen elkaar dan kan men constateren als de onderplaat wordt losgelaten en de bovenste vastgehouden, dat „ogenschijnlijk“ de beide platen hun plaatspositie ten opzichte van elkaar handhaven. De onderste plaat kan zelfs met en door de bovenste plaat uit de vloeistof gelicht worden. Zouden echter de beide platen onder water enkel maar dicht bij elkaar gebracht worden zonder dat de tussenliggende vloeistof met kracht wordt weggedrukt, dan zal die onderste plaat vrijwel onmiddellijk zinken, als hij wordt losgelaten.

Deze verschijnselen worden verklaard door de hydrodynamica, de leer die zich bezighoudt met krachten en daarbij optredende bewegingen in vloeistoffen. Hoewel de verschillende vloeistoffen gemakkelijk andere vormen innemen en zich gemakkelijk verplaatsen, bestaat er een groot verschil tussen de snelheden waarin die verplaatsingen en vervormingen geschieden. Tijdens de verplaatsingen moeten vloeistofdeeltjes zich langs elkaar bewegen. Hierbij treden wrijfkrachten op die soms zo groot zijn dat de snelheid van de verplaatsing aanmerkelijk vertraagd kan worden. Als vloeistoffen zich verplaatsen over grote stroomgebieden door brede buizen, dan blijken die wrijfkrachten nauwelijks of niet de stroomsnelheid te beïnvloeden. De vloeistof gedraagt zich „ideaal“, d.w.z. de wrijfkrachten spelen vrijwel geen rol.

Alleen vlak bij de wanden van de stroombuizen, vlak bij de oppervlakken van vaste stoffen, in een grenslaag, wordt de stroming door wrijfkraften beïnvloed. De vloeistofmoleculen die tegen de vaste stoffen liggen, worden hiermee immers onweeglijk verbonden door adhesiekraften. Vloeistofmoleculen die hier weer onmiddellijk langs stromen worden sterk vertraagd en de laag die hier weer langs stroomt minder, enz., enz. In de vloeistoflaagjes die vertraagd worden door wrijfkraften, treden spanningen op: schuifspanningen.

Als vloeistoffen stromen door buizen of spleten, waarvan de wanden elkaar zeer dicht naderen, veroorzaken de schuifspanningen in de vloeistoflaagjes, zo'n grote inwendige weerstand, dat de totale stroomsnelheid sterk vertraagd wordt.

Dit verschijnsel speelt een rol bij de glasplaten onder water en zal ook in de nauwe spleet tussen prothese en slijmvlies als een drukverschil vloeistofverplaatsingen veroorzaakt, moeten optreden.

Een vloeistof gaat pas dan stromen als er een drukverschil heerst. Bij de glasplaten was het de zwaartekracht van de onderste plaat, die de statische druk in de vloeistof tussen de platen verminderde. Vanuit het de glasplaten omringende hogere drukgebied kon toen vloeistof toestromen, maar voordat de platen „zichtbaar” van elkaar weken, moest er een zekere hoeveelheid vloeistof toestromen. Op grond van de nogal lange tijd, die hiervoor nodig was, kan men besluiten dat de snelheid van toestroming aanvankelijk zeer gering geweest moet zijn.

De vraag die thans gesteld moet worden luidt: in hoeverre is de situatie van de twee glasplaten, die onder water tegen elkaar gedrukt werden en de situatie bij de twee glasplaten met verschillende oppervlakken, analoog aan de op zijn plaats gebrachte prothese.

Uitdrukkelijk wordt hierbij opgemerkt, dat het verband tussen speekselbeweging en prothese-houvast nog niet aan de orde is.

Iedere kracht die de prothese van zijn plaats wil lichten, of dit nu trek-, druk- of hefboomkraften zijn, zal ergens onder de prothese een statische drukvermindering in de speekselfilm veroorzaken. Iedere statische drukvermindering, hoe dan ook ontstaan, moet een vloeistofbeweging veroorzaken, waarin schuifspanningen een belangrijke rol spelen, omdat de twee begrenzende wanden, prothese en slijmvlies zo dicht bij elkaar liggen.

De stroomsnelheid wordt geremd, de hoeveelheid vloeistof die door een doorsnede van de spleet kan toevloeien (Volume stroomsterkte  $Q$ ) wordt vermindert en de spleetverwijding die door de vloeistofvermeerdering moet optreden geschiedt langzamer.

Enkele indrukken omtrent de stroomsterkte van het speeksel in de prothesespleet kan de wet van POISEUILLE verschaffen:

$$Q_v = \frac{\pi r^4 (p_1 - p_2)}{8 \eta l}$$

De Wet geldt uitsluitend voor rechte buizen met een constante doorsnede waarin de vloeistoflaagjes zich evenwijdig aan elkaar verplaatsen met verschillende snelheden

(laminaire stromingen). Het is niet de bedoeling hier de prothesespleet te vergelijken met een aantal buizen om dan met behulp van deze wet berekeningen te maken omtrent een mogelijk prothese-houvast. Om verschillende redenen is dit onjuist en onmogelijk. Deze wet geldt uitsluitend voor een situatie waarin de afstand tussen de oppervlakken ( $r$ ) gelijk blijft. Bij vloeistofstroming onder de prothese treedt verandering in de spleetdikte-(afstand) op. Dat is een situatie waarvoor de Wet van POISEUILLE, ook in gewijzigde vorm, niet opgaat. Echter wel is het mogelijk op grond van diezelfde wet, gesteund door zijn theoretische afleiding, te besluiten, dat de stroomsterkte onder een prothese op ieder moment afhankelijk is van de in deze wet genoemde factoren. Anders gezegd: op ieder tijdstip dat een kracht, werkzaam op de prothese, vloeistofbewegingen veroorzaakt, is de stroomsterkte afhankelijk van factoren genoemd in die wet:

$$Q_v \propto \frac{r^4 (p_1 - p_2)}{\eta l}$$

afhankelijk van de dikte van de spleet ( $r$ ) op dat tijdstip, van het drukverschil ( $p_1 - p_2$ ), van de lengte van de spleet ( $l$ ) en van de viscositeit van het speeksel ( $\eta$ ).

ad ( $r$ ): Indien wij deze factoren afzonderlijk bezien dan valt het op dat vooral de doorsnede van de prothesespleet van grote invloed is op de speekselverplaatsings-snelheid. De stroomsterkte is immers afhankelijk van de vierde macht van de halve afstand. Iedere speekseltoevloed vermeerdert de afstand. Iedere afstandsvermeerdering zal als de overige factoren even groot blijven de speekseltoevloed vermeerderen met een factor die de vierde macht van de spleetverbreeding inhoudt. Speeksel dat aanvankelijk slechts langzaam toevloeit, zal dus na enige tijd aanmerkelijk sneller gaan stromen.

ad ( $p_1 - p_2$ ): De statische druk in de betrekkelijk dunne laag speeksel in de mondholte ( $p_1$ ) kan men gevoelig gelijkstellen aan de luchtdruk ( $1 \text{ kg/cm}^2$ ). De statische druk onder de prothese ( $p_2$ ) is gelijk aan die van de luchtdruk, vermeerderd of verminderd met de druk die de prothese uitoefent op de vloeistof. Bij een prothese met een oppervlak ( $o$ ) waaraan getrokken wordt met een kracht ( $K$ ) is de statische druk in de prothesespleet dus  $p_2 = p_1 - \frac{K}{o}$ . Het verschil tussen  $p_1$  en  $p_2$  is bepalend voor de stroomsterkte. Een zo groot mogelijk oppervlak en een zo gering mogelijke trekkracht maken de speekseltoevloed zo klein mogelijk.

ad ( $\eta$ ): Per definitie heet de schuifspanning die in een vloeistofstroom optreedt, als over een traject van 1 cm de wrijfkrachten een snelheidsvermindering van 1 cm/sec. veroorzaken, de viscositeit van de vloeistof. De viscositeit van een vloeistof (eenheid: de poise) bepaalt iets van de geaardheid van de vloeistof, zijn „stroperigheid”, zij geeft aan hoe groot de schuifspanning is in een bepaalde situatie.

Bij de viscositeitsbepalingen van speeksel valt steeds op dat de uitslagen van de metingen sterk afhankelijk zijn van de omstandigheden waaronder gemeten wordt. Als echter met dit verschijnsel rekening gehouden wordt dan blijkt dat de viscositeit van de verschillende soorten speeksel maar „betrekkelijk” weinig verschilt. (in verhouding met andere veranderlijke grootheden).

ad ( $l$ ): De lengte van de spleet wordt gemeten van het centrum van het lagere drukgebied naar het toevoergebied met hogere druk. Voor de prothese die belast wordt met een verticale trekkracht, kan gemeten worden van het midden van het

dragende deel tot de rand van de prothese die nog tegen het slijmvlies sluit. Hoe verder dit randgebied ligt van het centrum van de prothese, des te kleiner wordt de stroomsterkte (als de andere factoren gelijk blijven).

Resumerend zien wij dat de volgende, door ons beïnvloedbare veranderlijke factoren, de stroomsterkte mede bepalen.

- a) spleetdikte
- b) spleetlengte
- c) grootte van het oppervlak
- d) belasting

#### *Prothesehouvast en speekselverplaatsing*

Indien wij de tot nu toe gebrachte gegevens opnieuw groeperen, en met elkaar in verband brengen, dan zou het mogelijk zijn een volgende verklaring te geven voor het directe houvast.

Tussen een goed passende prothese en slijmvlies ligt uitsluitend speeksel. De speeksellaagjes die prothese en slijmvlies bedekken zijn hiermee onverbrekkelijk verbonden (adhesie). Het interne verband in de speekselfilm (cohesie) wordt niet verbroken als krachten die in de mond optreden de statische druk hierin verlagen. Alleen de in het speeksel opgeloste lucht komt vrij.

De op de prothese uitgeoefende trekkracht verlaagt de druk in de vloeistof onder de prothese. Hierdoor zal vloeistof van buiten de prothese toevloeien onder de prothese.

Daar de hoeveelheid vloeistof in de mondholte beperkt is, zal na enige tijd eveneens lucht meegetrokken worden. Zodra de meegetrokken lucht zich verenigen kan met de onder de prothese vrijgekomen lucht is het prothese-houvast verbroken.

Op dit moment eindigt de speekselverplaatsing omdat er geen drukverschil meer is. De tijd die verloopt tussen het begin van de vloeistofverplaatsing tot haar einde is de tijd gedurende welke een prothese-belasting uitvoerbaar is. De tijd waarin de prothese belast kan worden is afhankelijk van de snelheid waarin het speeksel zich verplaatst. In bepaalde omstandigheden kan de speekselverplaatsing sterk geremd worden door de inwendige weerstand. De factoren van welke die inwendige weerstand afhankelijk is, werden besproken.

De oorzaak van het houvast van de prothese zou dus ongeveer aldus geformuleerd kunnen worden:

Het instandhouden gedurende enige tijd van een drukverschil door de inwendige weerstand die optreedt in de zich verplaatsende vloeistofstroom tussen prothese en slijmvlies. Dit drukverschil ontstaat uitsluitend door het geringe gewicht van de prothese en door de wisselende belastingen hierop.

Als belangrijkste consequentie voor de prothetiek brengt deze formulering met zich mede dat het prothese-houvast slechts bestand is tegen trekkrachten gedurende een zekere tijdsperiode. Een grote trekkracht op een prothese kan een

kortere tijd doorstaan worden dan een geringere kracht. Maximaal houvast moet betekenen: het bestand zijn tegen een zeer grote trekkracht gedurende een zeer korte tijd.

#### *Nevenverschijnselen*

Sommige verschijnselen die bij en rond de randen van protheses kunnen optreden, kunnen de stroomsnelheid aanmerkelijk vertragen. Enkele zijn zelfs zodanig dat het totaalbeeld van waarnemingen en metingen zich ingrijpend kan wijzigen.

Zoals reeds opgemerkt, moet de vloeistof die vanaf de randen toevloeit, geput worden uit een reservoir dat zich buiten de randen bevindt. Tevens werd reeds opgemerkt, dat dit reservoir niet onuitputtelijk is.

Door de zwaartekracht verzamelt zich de meeste vloeistof op de mondbodem en in het vestibulum oris rond de onderkaak, dus rond de randen van de beneden-prothese.

In tegenstelling hiermee zal rond de randen van boven-prothese slechts weinig vloeistof liggen. De aanwezige vloeistof ligt in een dunne film tegen het slijmvlies en tegen de prothese. De dikte hiervan wordt mede bepaald door de oppervlaktespanning. Het onttrekken van vloeistof uit deze zeer dunne laag zal extra weerstanden oproepen in de vloeistof grenslaag tegen het slijmvlies. Hier zullen optreden de effecten, zoals die beschreven zijn in de grenslaagtheorie van PRANDTL.

Deze vertragende effecten worden hier slechts aangetipt. De belangstellende lezer zal zich over deze verschijnselen aan de hand van literatuur natuurlijk graag zelf een beeld willen vormen, de schrijver ontslaat zich hier van de plicht hierop dieper in te gaan. Een en ander geeft echter wel een verklaring voor het verschijnsel dat de tijdsduur voor het houvast van de boven-prothese altijd langer zal zijn dan die van de beneden-prothese (dus afgezien van de grotere spleetlengte en van het grotere oppervlak).

Als een tweede belangrijk nevenverschijnsel moet de randvorm van de prothese gesteld worden. De ruimte die door niet-bedeekt slijmvlies en rand gevormd wordt is de toevoerruimte voor het speeksel. Bekend is dat bepaalde toevoervormen geschikter zijn voor snelle verplaatsingen dan andere.

Toevoervormen waarin gemakkelijk wervelingen kunnen optreden zijn minder geschikt voor snelle vloeistofverplaatsingen. Men denke slechts aan de uitstroomsnelheid van een vat, waarin een gat geslagen werd. Deze bedraagt slechts  $\frac{2}{3}$  van het op grond van de Wet van TORRICELLI berekende, omdat wervelingen bij het uitstroomgat de snelheid verminderen. Het plaatsen van een trechter boven dit gat zou onmiddellijk de snelheid verhogen omdat een deel der wervelingen buitengesloten wordt. Sterker spreekt wellicht aan, de trechter die in het toestel van REYNOLD geplaatst wordt. Deze trechter moet immers verhinderen dat turbulenties optreden in het toevoergebied van de buis.

Daar voor een langdurig prothese-houvast de toevoersnelheid vanuit het reservoir rond de randen juist geremd moet worden, kan het vermijden van trechtvormen nuttig zijn. Vooral is dit belangrijk voor een langdurige houvast van de beneden-prothese omdat de grote, gemakkelijk verplaatsbare hoeveelheid vloeistof rond de randen ongunstig is (fig. 2).

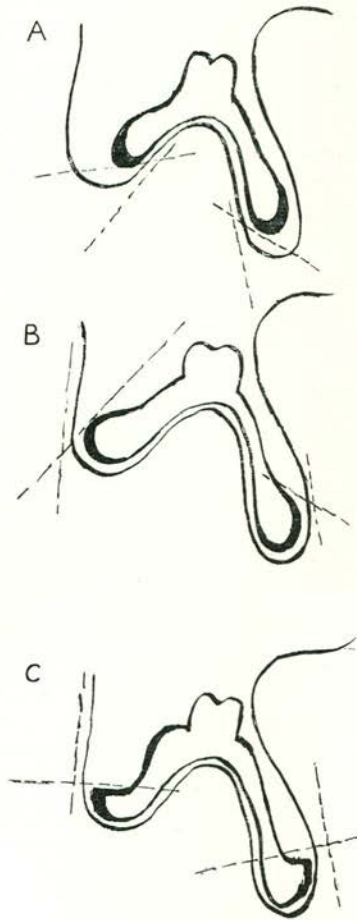


Fig. 2. De randvorm zoals deze getekend is bij prothese C, is gunstiger dan die van A en B omdat trechtvormen voorkomen zijn.

Een derde nevenverschijnsel dat de tijdsduur van het houvast kan verlengen is de plaatselijke spleetvernauwing. Er bestaat een mogelijkheid randen van de prothesen zo uit te voeren dat zij via druk op *niet*dragende weefsels de toevoerweg vernauwen. Een volledige afsluiting is natuurlijk onmogelijk omdat er altijd een continue verplaatsbare speekselfilm tussen slijmvlies en rand aanwezig blijft.

Via een door druk vernauwde spleet kan maar zeer langzaam vloeistof toestromen en de prothesebelasting aanmerkelijk verlengd worden.

Het is duidelijk dat deze randvernaauwing nooit druk mag uitoefenen op dragende of stabiliserende weefselpartijen. Zij zouden dan het karakter krijgen van een radering met alle nadelige gevolgen.

*Opmerkingen*

- a) Zoals reeds vermeld, vindt de inwendige weerstand die de vloeistofstroom ondervindt, zijn verklaring in de schuifspanningen (viscositeit). Men verwis- sele een en ander echter niet! De viscositeit van het speeksel van een en de- zelfde patiënt verandert niet of nauwelijks. De weerstand verandert echter sterk. Anders gezegd: *de initiële steeds evengroot blijvende oorzaak van de weerstand, dat wil zeggen de specifieke eigenschap van de vloeistof die visco- siteit heet, verklaart niets omtrent het steeds wisselende houvast.* Het zijn de veranderlijke omstandigheden zoals spleetdikte, spleetlengte, het drukver- schil, die de weerstand beïnvloeden en daarmee het houvast.
- b) Enkele van bovenstaande beschouwingen gelden slechts voor stroomsnel- heden beneden de kritische snelheid. Ongetwijfeld ligt de stroomsnelheid ook in een brede prothese-spleet hier ver onder.

*Het prothetisch-houvast is een dynamisch gebeuren*

Bij het plaatsen van de prothese vragen wij de patiënt: „Slikt u de prothese even vast!”

Wat gebeurt hierbij? De meestal bevochtigde prothese wordt op zijn plaats gebracht, d.w.z. zo dicht mogelijk bij het slijmvlies. Het slijmvliesvocht en het vocht van de prothese verenigen zich tot één speekselfilm van een bepaalde dikte. Indien de patiënt hierna slikt, dan betekent dit, dat hij *met kracht en gedurende enige tijd* de prothese drukt tegen het slijmvlies. De statische druk van de vloeistof tussen prothese en slijmvlies wordt groter en vloeistof wordt gestuwd buiten de randen. De hoeveelheid vloeistof tussen prothese en slijmvlies vermindert en hierdoor wordt de spleetdikte geringer. Dit gebeuren voltrekt zich precies zo, echter in omgekeerde richting, als het reeds beschreven proces. Het is daarom precies zo afhankelijk van de verschillende factoren als de naar binnen gerichte beweging. De zin van het „slik”-proces is dus: versmalling der vloeistoffilm tussen prothese en slijmvlies. Het grote belang hiervan voor het houvast werd reeds besproken. (Houvast is afhankelijk van de 4e macht van de afstand)

De voorstelling die wel eens gegeven wordt, dat tijdens de slikbeweging onder de prothese een drukvermindering ontstaat (die dan door een of andere randafsluiting zolang mogelijk in stand dient te worden gehouden) moet afge- wezen worden. Het tegendeel, *drukverhoging*, geschiedt. Men kan de patiënt met open mond zijn prothese aan laten slikken, met hetzelfde effect. Voor het prothetisch gebeuren is de slikhandeling („vast zuig”-handeling) identiek aan een kauwdruk-handeling.

Op het moment dat de slikhandeling eindigt, eindigt ook de drukvermeerde- ring onder de prothese. De statische druk in de vloeistof van de prothesespleet

is dan vrijwel gelijk aan die van de overige vloeistof van de mondholte. (Mits natuurlijk verplaatsbare weefsels niet op de randen drukken). Hoogstens het gewicht van de prothese kan een geringe ( $\pm 2 \text{ gr/cm}^2$ ) drukverhoging (beneden) of verlaging (boven) veroorzaken. Op dit moment dat positioneel ongeveer overeenkomt met de fysiologische rustpositie van de onderkaak, kunnen wij zeggen dat de prothese in rust ligt op de kaak. Zonder drukverschil ligt de prothese op zijn plaats.

Iedere kracht die hierna, waar dan ook aangrijpend, de prothese van zijn basis wil lichten heeft een resultante met een richting, die wijst op vergroting van de afstand tussen prothese en slijmvlies. Deze resulterende trekkrachten veroorzaken een drukverlaging onder de prothese, een speekseltoevloeiing en als de prothese loslaat, een luchtverplaatsing. Maar ook als de prothese niet loslaat betekent die toevloeiing, afstandvergroting tussen prothese en slijmvlies.

Wij weten reeds welk een effect die wellicht zeer geringe afstandsvergroting heeft op de houvastmogelijkheid: een belangrijke vermindering.

De steeds wisselende hoeveelheid speeksel tussen prothese en slijmvlies en de daarvan afhankelijke steeds wisselende houvast-mogelijkheid is een van de essentiële kenmerken van de retentie.

Iedere handeling die de prothese op zijn plaats drukt, (onverschillig of het een kauw-, slik-, zuig- of gunstige articulatie-beweging is) versmalt de spleet en verhoogt daarmee de houvast-mogelijkheid. Iedere handeling die de prothese van zijn plaats licht, onverschillig of dit een ongunstige articulaire beweging is of een druk op de randen van de prothese dan wel een beweging die de kiezen uit de spijsbrok moet trekken, vermindert deze.

Het prothetisch houvast is dus een dynamisch gebeuren, dat afhankelijk is van de activiteit van de patiënt ten deze. Het streven van de prothetiek dient er van uit te gaan dat de medewerkzaamheid van de patiënt ligt binnen het raam van de normale onbewuste fysiologische activiteit. Slik-, kauw-, zuig- en andere handelingen moeten zich ondanks de prothese, of beter gezegd, zich mede door de prothese in hun eigen biologisch ritme en intensiviteit blijven voltrekken.

Tenslotte zal, indien de belasting te lang duurt, het houvast verbroken worden. De beperkte hoeveelheid speeksel in de mondholte (hoogstens 2 cc) beperkt reeds de mogelijkheid van toevloeiën. De vrije lucht in de mondholte zal dan het oppervlak van het speeksel naar binnen drukken. Als die „insnoering” van het vloeistofoppervlak zich zover heeft voortgezet, dat de vrije verplaatste lucht zich kan verenigen met de door drukverlaging vrijgekomen gasbellen, wordt het houvast verbroken (zie fig. 3). Bij luchtverplaatsingen die zeer snel verlopen kunnen de bekende „smakkende”, „zuigende” geluiden optreden.

Dit verbreken van de retentie geschiedt dus niet via een verbreken van cohesiebindingen, maar via een normale hergroepering van vloeistofdeeltjes; via een insnoering van het speekseloppervlak worden twee nieuwe vloeistofoppervlakken gevormd. De krachten van de oppervlakte-spanning die hierbij een geringe rol spelen werden reeds besproken.

*Ongetwijfeld zal de noodzakelijke verdere bestudering van het verloop van het*



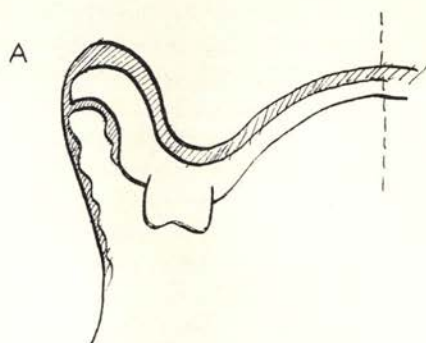
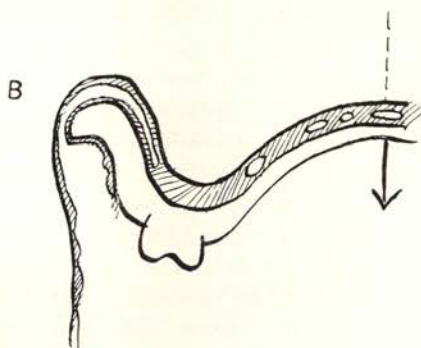


Fig. 3. Het verloop van het speekseloppervlak bij de rand van een prothese in rust A.

Bij het verbreken van het houvast wordt het speekseloppervlak van binnen gedrukt tot het zich kan verenigen met de vrijgekomen gasbellen onder de belaste prothese B.



*speekseloppervlak en de insnoering hiervan belangrijke gegevens verschaffen. Hierbij zal zeer waarschijnlijk ook blijken dat de randvorm, getekend in fig. 3 en 2c. gunstiger is dan in fig. 2a en 2b.*

#### *Praktische consequenties*

Indien men de retentie van de prothese ziet als een dynamisch verloop, dat in wezen slechts tijdelijk is en in grootte variabel, dan moet het zoeken naar een vorm van absoluut houvast, hoe dan ook, afgewezen worden als zijnde een utopie.

Wel is het redelijk te zoeken naar een opvoering van het beperkte houvast dat mogelijk is. Als men echter beziet de vele factoren waarvan de directe retentie afhankelijk is, dan zal men met groot wantrouwen kennis nemen van de methoden die de belofte inhouden van een snel, eenvoudig en onfeilbaar resultaat. Integendeel, er zal van de practicus die dit nastreeft een nog grotere kennis vereist worden en een meer gecompliceerde en nauwkeuriger methodiek. Zo moeten de gunstige resultaten die de laatste jaren gemeld worden van de Schluckabdruck-

methode en van de mucoseal of adhesiel-techniek, gedeeltelijk toegeschreven worden aan de meer zorgvuldige en met bekwaamheid uitgevoerde voorgeschreven manipulaties.

De versmalling van de speekselfilm en het verwijderen van overtollig speeksel rond de randen van de prothese tijdens het slikproces verhoogt het houvast van de prothese. Om deze redenen is voor de uiteindelijke retentie van een prothese een perfecte articulatie en occlusie voorwaarde. De onbewuste maar wel doelmatige medewerkzaamheid van de patiënt zal te allen tijde noodzakelijk blijven. Wij zien dus dat het directe houvast voor een groot deel rechtstreeks afhankelijk is van het indirecte houvast. De uiteenlopende resultaten die men bij het testen van een prothese tijdens een zelfde zitting opmerkt, vinden voldoende verklaring in de „vast slik”-spierwerkingen van de patiënt die niet steeds even intensief verlopen. Anderzijds kan juist de patiënt met een minder goed vastzittende prothese, vaak herkend worden aan de overdreven slikbewegingen.

Voor de praktische prothetiek zou het overweging verdienen de basisvorm van de prothese consequent aan te passen aan de theoretische kennis.

Die rationele prothese-basis dient een zo groot mogelijke uitbreiding te bezitten en *overal* zo dicht mogelijk te liggen tegen het slijmvlies in rust. Raderingen, ook postdam-raderingen, luchtkamers en *alle* andere vorm-afwijkingen dienen vermeden te worden. De afdruk hiervoor moet genomen worden zonder druk en in ontspannen toestand met een zacht afdruk-materiaal.

Er werd op gewezen dat plaatselijke spleetvernauwingen, die niet het gevolg zijn van een radering, het uiteindelijke resultaat belangrijk kunnen beïnvloeden.

In de eerste plaats geldt dit voor de spleet tussen dat deel van de rand dat naar buiten, naar de wang of de lip, dan wel naar binnen, naar de tong, gericht is. (Het deel van de rand dat naar de kaak of naar de omslagplooi gericht is komt niet voor uitbreiding in aanmerking.)

Die rand moet verder zodanig geconfigureerd zijn dat hij:

- a) tijdens de handeling waarbij drukkrachten op de prothese worden uitgeoefend, een zo snel mogelijk speekselaflvoeiing bevordert. In deze fase mag de rand dus niet afsluiten.
- b) bij de prothese-in-rust mag die rand geen druk uitoefenen op weefsels.
- c) tijdens de handeling waarbij trekkrachten optreden, moet speekseltovloed verhinderd worden. De rand moet tijdens deze fase „afsluiten” door enige druk uit te oefenen op niet dragende weefsels. De richting waarin de weefsels op dit randgedeelte drukken mag niet resulteren in een extra trekkracht.

Ten slotte moet de buitenwand van de rand zo afgewerkt worden dat „trechtersvormen” voorkomen worden.

In de schematische tekeningen (fig. 4) staat een zo gedachte prothese in functie afgebeeld. Deze schema's kunnen uitsluitend dienen als visuele hulpmiddelen. Zij zijn niet bedoeld als werkschema's voor de praktische prothetiek. In hoeverre deze conclusies te verwelijken zijn in de praktijk is een andere vraag, die niet in dit artikel beantwoord kan worden, omdat uitsluitend theoretische overwegingen aan de orde waren.

Tot op heden werd van protheses slechts de maximale belastbaarheid gemeten. Wellicht zou het thans interessant zijn naast deze gegevens tevens te kennen de tijd gedurende welke dezelfde protheses tegen geringere trekkrachten weerstand bieden.

Indien men uit dergelijke gegevens conclusies trekt omtrent een effectieve, aan de prothese-basis te geven vorm dan zal als voorwaarde moeten gelden dat de metingen onder gelijke omstandigheden worden verricht. De krachten en de duur van deze krachten waarmee de protheses op hun plaats worden gedrukt zullen daarom tevens moeten worden vermeld. Zonder deze gegevens zijn de eerstgenoemde zeer relatief zo niet tendentius.

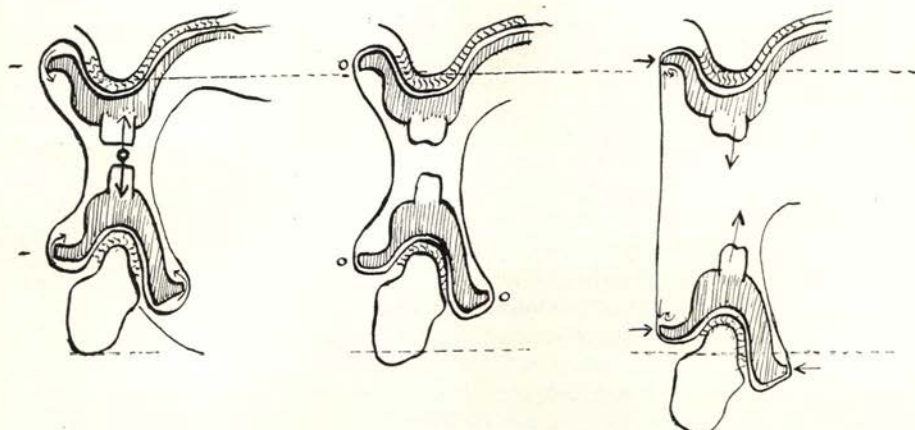


Fig. 4

Kauw(slik) positie

Speeksel wordt onder prothese weggeperst. Rand bij omslagplooi en buccaal slijmvlies staat „open”.

Rustpositie

Omslagplooi en buccaal slijmvlies liggen zonder druk tegen de rand.

Belaste positie

De buccale slijmvlieswand oefent druk uit op het buccale deel van de rand. Speekseltoevloed wordt geremd.

Ten slotte zal men, om een antwoord te geven op vele nog niet beantwoorde en niet beantwoorbare vragen, moeten overgaan tot het meten van de breedte van de speekselsfilm en de drukverhoudingen hierin.

Er is dus nog een lange weg af te leggen voordat de retentieleer geraakt uit het slop van niet voor controle vatbare beweringen en niet nameetbare en onvergelijkbare gegevens. Anderzijds is het betrekkelijk weinige dat bekend is toch voldoende om met reden bepaalde vormen van de prothesebasis en afdruk-methoden af te wijzen en het zoeken naar andere, waarover zoëven gesproken werd, voort te zetten.

*Geraadpleegde Literatuur.*

- E. W. SKINNER, A clinical study of the forces required to dislodge maxillary denture bases of various designs. J.A.D.A., dec. 1953.
- E. W. SKINNER en P. CHING, The effect of surface contact in the retention of a denture. J. Prosth. Dent., mei 1951.
- T. CEDERVARN, Om hefprotesers vidhäftning. Gleerupska Univ. Bokhandeln 1950.
- C. H. MOSES, Physical considerations in impression making J. Prosth. Dent. juli 1953.
- C. H. MOSES, A critical analysis of the factors in the retention of dentures. D. Digest 52: 136-1952.
- J. STANITZ, An analysis of the part played by the fluid film in denture retention. J.A. D.A. aug, 1948.
- N. J. PRYOR, An evaluation of several full denture impression technics. J.A.D.A. aug. 1948.
- P. I. ADDISON, Mucostatic impression J.A.D.A. juli 1944.
- C. PAGE, Mucostatics - a principle 1946.
- R. L. CAMPBELL, Some clinical observations regarding the role of fluid film in the retention of dentures. J.A.D.A. jan. 1954.
- F. C. SNIJDER, Effect of reduced atmosphere pressure upon the retention of dentures. J.A.D.A. april 1945.
- S. L. G. OSTLUND, Some physical principles in the retention of dentures. North. Univ. Bull. nov. 1948.
- S. L. G. OSTLUND, Palatine glands and mucin, factors influencing retention of dentures. Berlingska Boktryckeriet 1953.
- E. KÖRBER e.a, Adhäsion und Luftdruckwirkung. D.Z.Z juli 1956.
- H. J. REHBERG, Bewertung der Adhaesion und des Luftdruckes. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde in Vorträgen: 1954.
- M. KUCK, Adhäsionsprothese. Z.W. 16: 381: 1951.
- C. JORDT, Ueber den Haftmechanismus zwischen Gewebe und Prothesenfläche. Z.W. 1954.
- W. SCHULTZE, Ueber Adhäsion und Luftdruck. D.Z.W. 24: 538: 1921.
- K. GREVE, Luftdruck und Adhäsion zur Befestigung des Zahnersatzes Z.Z.W. jan 1927.
- A. M. COX, A consideration of the fundamental physical principles involved in the retention of artificial dentures. Brith. Dental J. juli 1924.
- W. K. FRY, The retention of complete dentures, Brith. Dental J. febr. 1923.
- E. W. FISH, An analysis of the stabilising factors in full denture construction. Brit. Dental J. 52: 1931.
- J. LE DOCTE, Theorie physique de la retention Rev. de Stomatol. dec. 1927.

Sarphatistraat 65  
Amsterdam