

POST ACADEMIAM

DE FUNCTIONELE EN DE RETENTIEVE MEETLIJN BIJ VRIJ-EINDIGENDE PARTIËLE PROTHESEN

J. KUIS

Uit de afdeling Partiële prothese (Prof. Dr. C. A. W. Korenhof) en de afdeling Tandheelkundige Fysica (Prof. Dr. F. Bosman) van de rijksuniversiteit te Utrecht.

Trefwoorden: Prothetische tandheelkunde – Vrij-eindigende partiële prothese – Functionele meetlijn – Retentieve meetlijn

1. Inleiding

Ondanks toegenomen kennis van de ziekten van het tand-kaakstelsel en daarmee samenhangend de preventieve maatregelen, komt de distaal verkorte tandboog frequent voor. De Nederlander mist bijvoorbeeld op 54-jarige leeftijd gemiddeld 12 elementen (Plasschaert et al., 1976) en volgens Skinner (1959) heeft driekwart van de gebitsmutaties betrekking op dubbelzijdig (Kennedy-klasse I) of enkelzijdig (Kennedy-klasse II) verkorte gebitsbogen (afb. 1).

De gedachte, verloren gegane gebitselementen te vervangen, leefde al voor het begin van onze jaartelling. Van de Foeniërs is reeds lang bekend, dat zij van prothetische voorzieningen gebruik maakten (Renan, 1864).

Sinds meer onderzoek is gedaan naar de gevolgen van het dragen van prothetische voorzieningen, is men vooral ten aanzien van de aanvulling*) van de verkorte tandboog terughoudender geworden. Naast financieel-economische redenen zijn er voor de terughoudendheid twee argumenten aan te voeren. Ten eerste lijkt de beperkt verkorte tandboog in ons cultuurpatroon goed te kunnen functioneren (Käyser, 1976). In de tweede plaats zijn er bezwaren verbonden aan de toepassing

van de vrij-eindigende aanvulling. Het is namelijk moeilijk een partiële prothese tijdens de functie te stabiliseren. Bovendien blijkt iedere prothetische voorziening in mindere of meerdere mate een bedreiging te vormen voor de betrokken weefsels. Ankers bijvoorbeeld, kunnen door verhoogde voedselretentie en bemoeilijkte (zelf)reiniging het milieu van het pijlerelement ongunstig beïnvloeden. Naast dit milieu-aspect kunnen op de prothese uitgeoefende krachten via deze ankers een betrekkelijk grote mechanische belasting veroorzaken. Het gevolg daarvan is, dat men zich bij de indicatie steeds meer beperkt tot herstel van de noodzakelijke functies met als belangrijke eis een duurzaam resultaat. Herstel van de morfologie van de tandboog op zich is geen reden om tot vervanging over te gaan.

Bij de Kennedy-klasse I- en II-mutaties (afb. 1) zijn twee weefselgroepen met verschillende eigenschappen beschikbaar om de krachten op te nemen; het mucoperiost met onderliggend bot en de gebitselementen met hun parodontium. Hierdoor is het mogelijk krachten die op de prothese worden uitgeoefend op drie manieren door te geven:

- mucosaal,
- parodontaal,
- gecombineerd parodontaal-mucosaal.

De genoemde nadelen van de vrij-eindigende vervanging komen het duidelijkst naar voren bij de mucosaal afgesteunde prothese. Onderzoeken van o.a. Biaggi en Elbrecht (1951) en An-

Samenvatting:

Partiële prothetische vervangingen kunnen op drie manieren worden afgesteund: mucosaal, parodontaal en gecombineerd parodontaal-mucosaal. De mucosale afsteuning is in velerlei opzicht ongunstig en moet daarom beperkt blijven tot tijdelijke voorzieningen. De voorkeur gaat uit naar de parodontale verankering met als mogelijke uitzondering de vrij-eindigende partiële prothese. Bij dit type vervanging zal in het algemeen worden gekozen voor de gecombineerde parodontaal-mucosale afsteuning zonder vrijheidsgraad of met één rotoire vrijheidsgraad (scharnierfunctie).

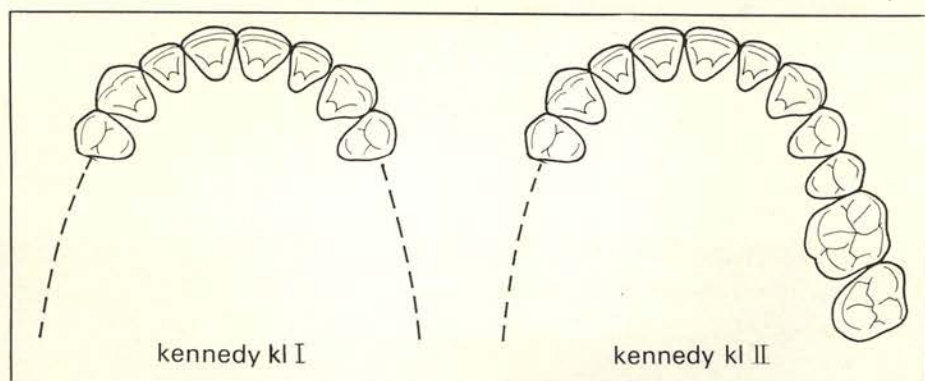
Met behulp van de door de auteur ontwikkelde *rotatie-simulator* is het mogelijk partiële prothesen met gegoten ankers te ontwerpen, die een door het pijlerelement ongehinderde scharnierbeweging of positieve rotatie toelaten. Daarbij wordt het oppervlak van de pijlerelementen verdeeld in gebieden welke de rotatie storen en niet storen. De *positieve functionele meetlijn* (FM⁺) is de grens tussen beide zones. Onderzoek is gaande om het praktische nut van de beschreven theoretische benadering te toetsen. De constructie van de positieve functionele meetlijn is van belang voor mogelijke overbelasting; de begrippen *retentieve* (RM) en *negatieve functionele meetlijn* (FM⁻) hebben meer betrekking op de stabilisatie van de prothese en dus op het comfort voor de patiënt.

Door cervicaal van de retentieve meetlijn, in de literatuur ook *surveylijn*, meetlijn of *equator* genoemd, flexibele ankerdelen aan te brengen is weerstand tegen het verticaal uitnemen, of wel de directe retentie gerealiseerd. Bij de vrij-eindigende partiële prothese is het daarboven noodzakelijk in parodontale weerstand tegen negatieve rotatie te voorzien. Deze weerstand, ook wel indirecte retentie genoemd, wordt verkregen door ankerdelen in een voor de negatieve rotatie storend gebied aan te brengen.

De bovengenoemde rotatie-simulator kan eveneens worden gebruikt om deze storende en niet storende gebieden, met als grenslijn de negatieve functionele meetlijn, te bepalen.

derson en Lammie (1952) hebben aangetoond dat het comfort voor de patiënt gering is. De mucosa vertoont ontstekingsverschijnselen en het alveolaire bot resorbeert; bovendien worden de gingiva en de tandhalzen van het restgebit beschadigd. De belasting

*) Hoewel de termen vervanging en aanvulling door elkaar worden gebruikt is het principieel beter van aanvulling te spreken in verband met die gevallen, waarbij onvolledige tandbogen het gevolg zijn van niet aangelegde gebitselementen (agenesie, oligodontie).

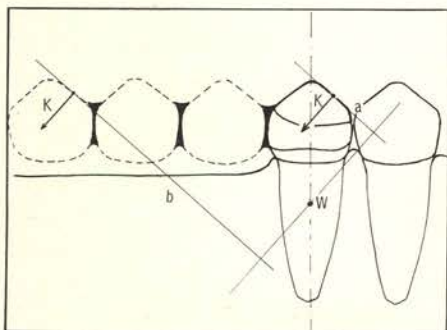


Afb. 1. Twee mogelijkheden van dorsaal verkorte tandbogen.

van de genoemde weefsels blijkt in het algemeen groter te zijn dan de weerstand die kan worden geboden. De mucosaal afgesteunde partiële prothese behoort o.i. dan ook beperkt te blijven tot tijdelijke vervangingen.

De overdracht van krachten via de gebitselementen en hun parodontium op het alveolaire bot is tot op zekere hoogte fysiologisch en blijkt gunstiger te zijn dan de genoemde mucosale afsteuning. Derhalve moet het streven er zoveel mogelijk op gericht zijn parodontaal af te steunen. Alleen als er gevaar dreigt van mechanische overbelasting zullen de uitgeoefende krachten over beide weefselgroepen, het parodontium en de mucosa, worden verdeeld.

Met behulp van afbeelding 2 wordt gedemonstreerd op welke wijze overbelasting bij een parodontaal verankerde vrij-eindigende vervanging kan optreden.



Afb. 2. Kracht K uitgeoefend op het meest dorsale element van de parodontaal verankerde prothese (Kennedy-klasse II) veroorzaakt via de starre verankering aan het pijlerelement een moment voor het parodontium groot Kb. Een even grote kracht K, uitgeoefend op het pijlerelement zelf veroorzaakt een moment Ka. De arm b is 4.5 maal zo groot als de arm a, zodat het belastend moment Kb eveneens 4.5 maal zo groot is als Ka.

Indien wordt aangenomen dat het weerstandspunt*) in W is gelegen zal kracht K, uitgeoefend op het meest dorsale element van de vervanging een moment voor het parodontium veroorzaken dat vier à vijf maal zo groot is als het moment veroorzaakt door de even grote kracht K uitgeoefend op het pijlerelement zelf. Het is vanzelfsprekend, dat de relatief grote belasting van het parodontium ook relatief grote reactiekrachten in de verankering en het element oproept.

Ten aanzien van de mogelijkheid van mechanische overbelasting is veel onderzoek verricht. Mühlemann et al. (1956) en Glickman (1967), bijvoorbeeld, zijn van mening dat een traumatische occlusie voldoende is om een pathologische verandering van het parodontium te bewerkstelligen. Anderen, waaronder Ericsson et al. (1975), bijvoorbeeld, veronderstellen dat een traumatische occlusie op zichzelf geen irreversibele afwijkingen veroorzaakt, maar bestaande parodontopathiën verergert.

Nyman et al. (1975), Nyman en Lindhe (1976, 1977) en Grevers (1980, 1981) maken gebruik van deze bevindingen door elementen met een sterk verzwakt, maar gezond parodontium, te restaureren met behulp van uitgebreide vrij-eindigende bruggen. Wel zij hierbij aangetekend dat zij, door parodontale bundeling via de brug en door gebalanceerde articulatie, de bij afbeelding 2 besproken schadelijke mo-

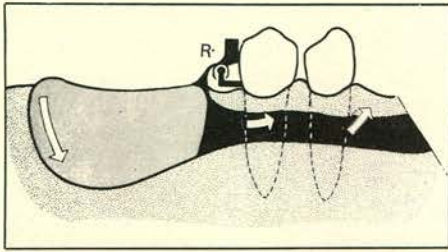
*) Krachten uitgeoefend in het weerstandspunt zullen het element evenwijdig aan zich zelf doen verplaatsen (transleren). Krachten, uitgeoefend op ieder ander punt zullen naast de translatie ook een rotatie veroorzaken.

menten zoveel mogelijk vermijden. Dit type vervanging stelt echter specifieke eisen aan het werk van de tandarts en de technicus; bovendien is het arbeidsintensief en kostbaar, waardoor de indicatie ervan beperkt zal blijven.

In die gevallen, waarin de vrij-eindigende voorziening is geïndiceerd en de parodontale verankering geen oplossing biedt, resteert de gecombineerd parodontaal-mucosaal afgesteunde prothese. Door onder de kunstelementen van afbeelding 2 een nauwkeurig op de mucosa passend zadel aan te brengen is de gecombineerde afsteuning gerealiseerd. Het zal duidelijk zijn, dat dan dit type prothetische voorziening in verband met de (zelf)reiniging uitneembaar moet zijn. Naast prothesen met precisieverankering voorziet de partiële prothese met gegoten ankers in de mogelijkheid om aan de gestelde eisen te voldoen.

De resultaten van de gecombineerd mucosaal-parodontaal afgesteunde prothese zijn aanmerkelijk beter dan de resultaten van de mucosaal afgesteunde vervanging, hoewel het merendeel van de auteurs toch achteruitgang van de steunweefsels en van de prothese constateerde; bijvoorbeeld verhoogde mobiliteit van pijlerelementen en verminderde retentie (Fenner et al., 1956; Carlsson et al., 1961, 1962, 1965; Hedegård et al., 1967). Berman et al. (1971) konden daarentegen na een longitudinaal onderzoek nauwelijks achteruitgang van de steunweefsels constateren. Daarbij dient opgemerkt te worden, dat hun onderzochte groep goed gemotiveerd was en er veel aandacht was besteed aan de voorbereiding van de steunweefsels, mondhygiëne en aan het ontwerp van de partiële prothese.

Uit het voorgaande blijkt dat de vrij-eindigende prothese met gegoten ankers een duurzame vervanging kan zijn, mits aan de nadelen zoals comfort, esthetiek, milieu en mechanische belasting kan worden tegemoet gekomen. Met behulp van een krachtenanalyse zal worden nagegaan op welke wijze de prothese en de steunweefsels mechanisch worden belast en welke mogelijkheden er zijn om deze belas-



Afb. 3. Gecombineerd parodontaal-mucosaal afgesteunde prothese met één vrijheidsgraad (rotatie om transversale as).

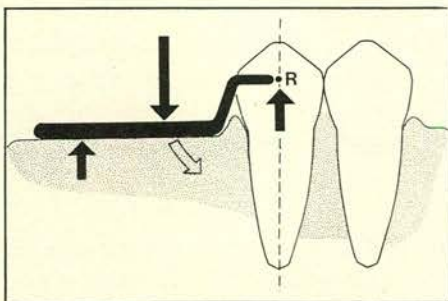
ting te beïnvloeden. Hierbij kan het begrip *functionele meetlijn*, dat is de grootste omvang van een element ten opzichte van een roterende beweging, een rol spelen (zie 2.1.2.). Tevens zal aandacht worden besteed aan de stabilisatie van de prothese tijdens de functie. Bij dit eveneens mechanische probleem zal naast de functionele meetlijn het begrip *retentieve meetlijn* een rol spelen. De retentieve meetlijn is de grootste omvang van een element ten opzichte van een rechtlijnige beweging in de uitneemrichting (zie 2.2.1.).

2. Krachten welke op de partiële prothese inwerken

Om theoretische redenen is het gewenst deze krachten te ontbinden in een verticale en een horizontale component. Zowel verticale als horizontale krachten laten zich onderverdelen in positieve en negatieve componenten. Positieve verticale krachten zijn naar de processus alveolaris toegericht; negatieve verticale krachten daarentegen van de processus alveolaris af.

2.1. Positieve verticale krachten

Positieve verticale krachten kunnen



Afb. 4. Theoretisch ideaal model. De belasting van het pijlerelement is optimaal. De hefboomarm is gereduceerd tot nul. Zwarte pijlen duiden krachten aan, terwijl witte pijlen een beweging voorstellen.

als component van de kauwkrachten relatief groot zijn. Uit onderzoeken van Yurkstas en Curby (1953) is gebleken, dat krachten welke tijdens de kauwfunctie op de partiële prothese worden uitgeoefend gemiddeld variëren van 3–18N maar dat een gemiddelde maximale waarde van 60 tot 80N met als grootste geregistreerde waarde 120N, is gevonden.

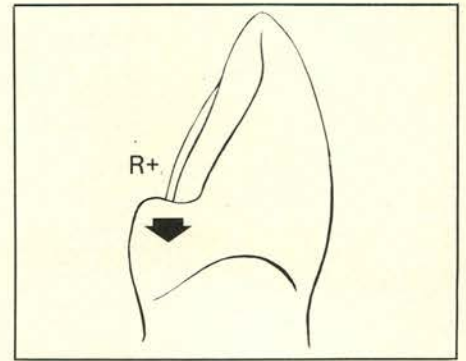
Zoals in de inleiding is besproken kunnen deze krachten bij de parodontaal verankerde vrij-eindigende prothese grote reactiekrachten oproepen in de prothese en het pijlerelement met zijn parodontium. Reeds genoemd is de mogelijkheid om onder de kunstelementen van afbeelding 2 een zadel aan te brengen, waarmee de gecombineerde parodontaal-mucosaal afgesteunde prothese zonder vrijheidsgraad is gerealiseerd. Hoewel de krachten bij deze constructie over het mucoperiost en het parodontium verdeeld worden, is de mechanische belasting van de laatste weefselgroep door geringe vervormbaarheid nog betrekkelijk groot. Door nu tussen de verankering en het zadel een scharnier aan te brengen wordt aan dit bezwaar tegemoet gekomen.

Afbeelding 3 geeft de aldus verkregen parodontaal-mucosale afsteuning met één rotoire vrijheidsgraad weer.

In het verleden zijn vele constructies ontworpen met meerdere vrijheidsgraden; zelfs zo veel (5) dat functioneel de mucosaal afgesteunde prothese werd benaderd met als enig voordeel betere retentie, maar met als nadeel verhoogde belasting en aantasting van het mucoperiost, inclusief onderliggend bot en de gingiva (Biaggi en Elbrecht, 1951). De keuze lijkt daarom beperkt te moeten blijven tot verankeringen zonder of met één vrijheidsgraad in een zodanige uitvoering dat het biologische milieu zo weinig mogelijk wordt aangetast. Hieronder zal worden besproken op welke wijze het mogelijk is gegoten ankers met één vrijheidsgraad (scharnierfunctie) te ontwerpen.

2.1.1. De positieve rotatie

Theoretisch ideaal is de belasting als



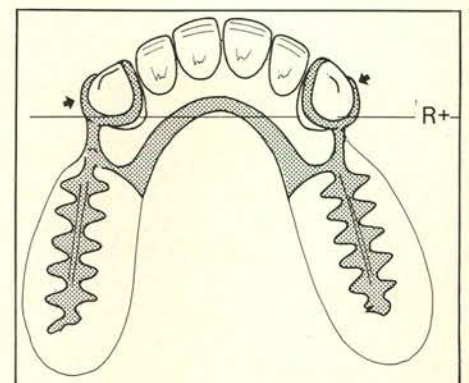
Afb. 5. Toepassing van een cingulumsteun bewerkstelligt een zoveel mogelijk axiaal gerichte belasting.

de scharnier- of rotatie-as de hoogte-as van het pijlerelement kruist (afb. 4) Het ongunstige moment van afbeelding 2 is hiermede tot nul gereduceerd. Bij niet gerestaureerde cuspidaten als pijlerelementen is dit min of meer te bereiken door op het cingulum een drempel te slijpen, waarop afgesteund kan worden (afb. 5). Op mogelijke klinische implicaties daarvan wordt in deze beschouwing niet ingegaan.

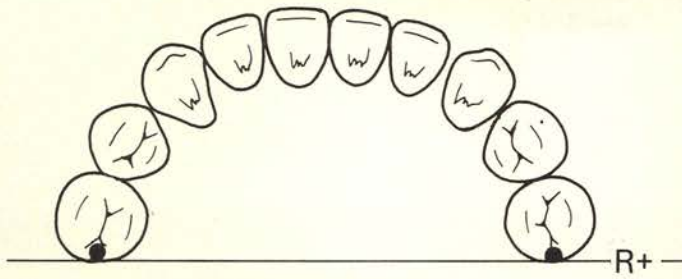
In afbeelding 6 roteert de prothese om de positieve rotatie-as R^+ , die de verbindingslijn is van beide genoemde steunen. Het plusteken geeft aan, dat de prothese bij positieve rotatie om deze as roteert.

Bij niet gerestaureerde premolaren is de keuze van de occlusale steun over het algemeen beperkt tot de mesiale of distale randcristae.

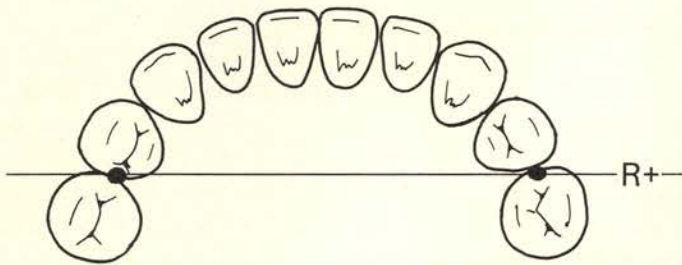
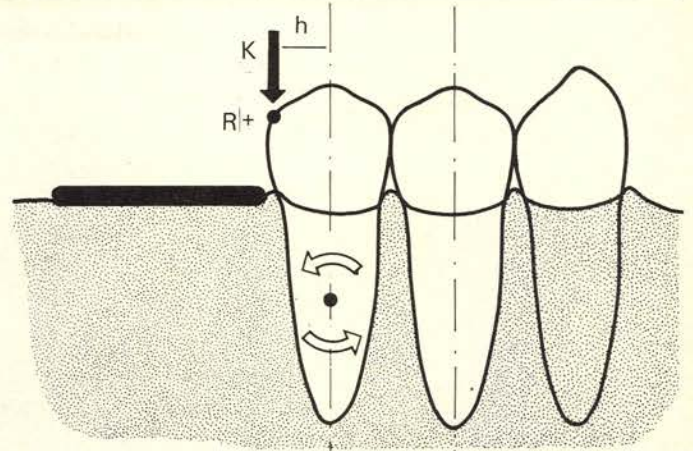
Als de as *distaal* wordt ontworpen zal onder invloed van positieve verticale krachten een klein naar dorsaal draaiend en dus ongunstig moment optreden (afb. 7). Dit is echter veel kleiner



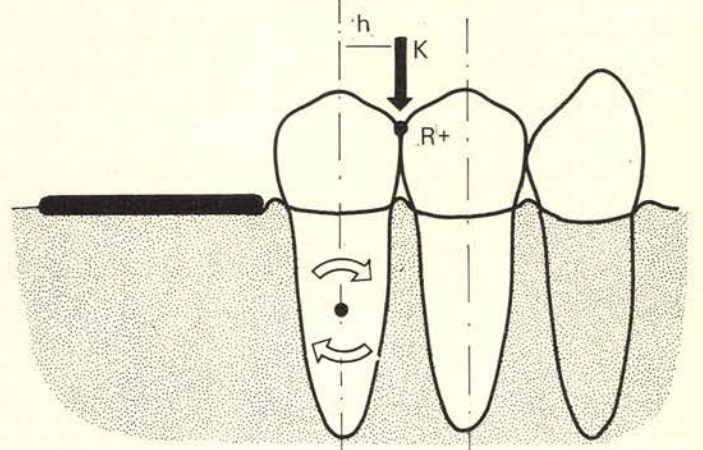
Afb. 6. De positieve rotatie-as (R^+) wordt bepaald door de cingulumsteunen van beide cuspidaten.



Afb. 7. Wanneer R⁺ op de distale randcrista ligt ontstaat een ongunstig naar dorsaal draaiend krachtmoment (Kh).

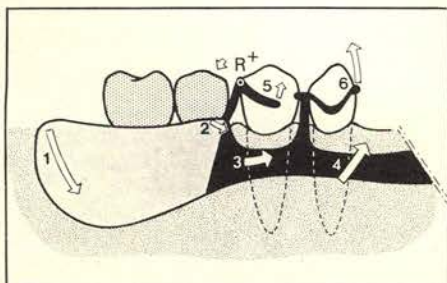


Afb. 8. Wanneer R⁺ op de mesiale randcrista ligt ontstaat een ventraal gericht krachtmoment. Door middel van een contactpunt kan parodontale bundeling worden verkregen met (het) buurelement(en).



dan bij een volledig parodontaal verankerde vervanging.

Bij een *mesiaal* gelegen rotatie-as zal een naar ventraal draaiend moment optreden (afb. 8). De mesiale ligging van R⁺ is te prefereren boven de distale ligging in geval er een goed contact met de meer ventraal gelegen elementen is, of wanneer dit contact bijvoorbeeld door ankerdelen tot stand kan worden gebracht. De ventraal gerichte component wordt dan door meerdere elementen opgevangen, hetgeen als een vorm van parodontale bundeling kan worden beschouwd.



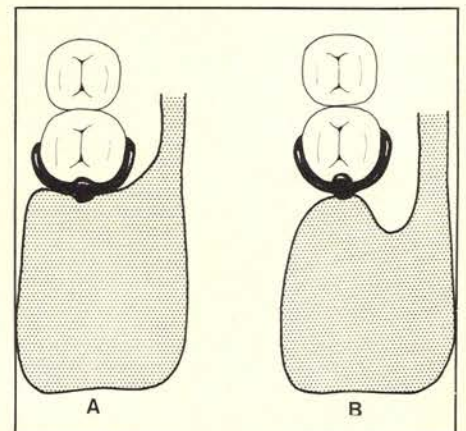
Afb. 9. Richting en grootte van de bewegingen die de verschillende delen van de partiële prothese ondergaan tijdens de positieve rotatie om R⁺.

De consequenties van het voorgaande voor het ontwerp van de prothese zijn de volgende:

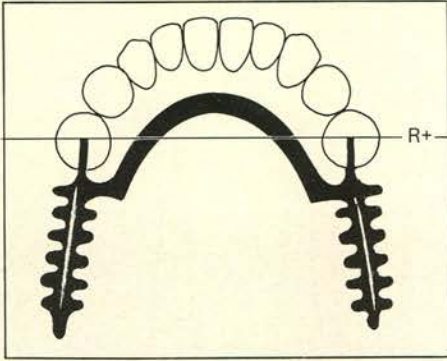
- Alle zadeldelen van de prothese ondergaan een positieve rotatie die door het mucoperiost met het onderliggend kaakbot opgevangen moet worden. Zadels met zo groot mogelijke horizontale afmetingen zullen de druk evenwel zo klein mogelijk houden. Daarom zal de basis zo breed mogelijk worden uitgevoerd. Een uitzondering wordt gemaakt voor de mesiale rand; door deze juist zo smal mogelijk te maken zal, ten koste van een geringe verhoging van de mechanische belasting, de in dit opzicht kwetsbare gingiva zo weinig mogelijk worden belast (zie afb. 10).
- De distale ankerschacht ondergaat tijdens de positieve rotatie een voornamelijk horizontale, ventraal gerichte beweging (pijl 2 van afb. 9). Cervicaal van de bewegingsas mag de schacht dan ook niet in contact met het distale vlak van het element

en met de gingiva worden aangebracht.

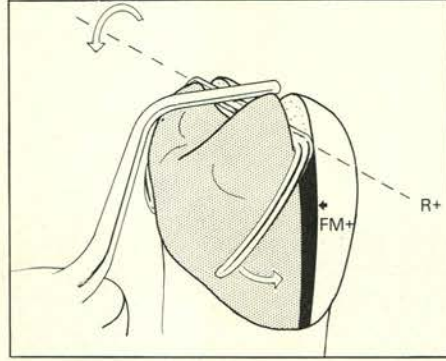
- De linguale verbindingsbeugel kan tijdens de positieve rotatie van het zadel dicht bij de processus alveolaris komen (pijl 3 en 4 van afb. 9). In rust moet de beugel daarom in minder of meerder sterke mate vrij liggen van weke delen.
- Echter ook de ankerarmen (pijl 5 en 6) mogen de positieve rotatie niet storen.



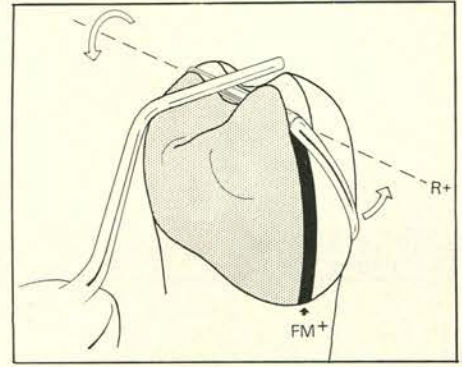
Afb. 10. Ontwerp B is gunstiger voor de gingiva van het pijlerelement en voor de esthetiek.



Afb. 11. Theoretisch ideale ligging van de rotatie-as. Deze kruist beide hoogte-assen van de pijlerelementen.



Afb. 13. Ankerarmen welke distaal van de grootste omvang zijn aangebracht veroorzaken weerstand tegen positieve rotatie.



Afb. 14. Ankerarmen, die mesiaal van de grootste omvang zijn aangebracht, laten een ongehinderde positieve rotatie toe.

Om de problematiek van de positieve rotatie voor het ankerontwerp te benaderen, wordt uitgegaan van de in afbeelding 4 reeds weergegeven theoretisch ideale asligging (zie ook afb. 11 en 12).

De draaiingsas R^+ kruist de hoogte-as van het element; de buccale ankerarm B is evenals de palatinale arm aangebracht op de grootste omvang van het element ten opzichte van de as R^+ . Zowel bij positieve als bij negatieve rotatie van het zadel zullen de armen het contact met het element verliezen. Zij zullen geen vormverandering ondergaan en functioneren als een scharnier.

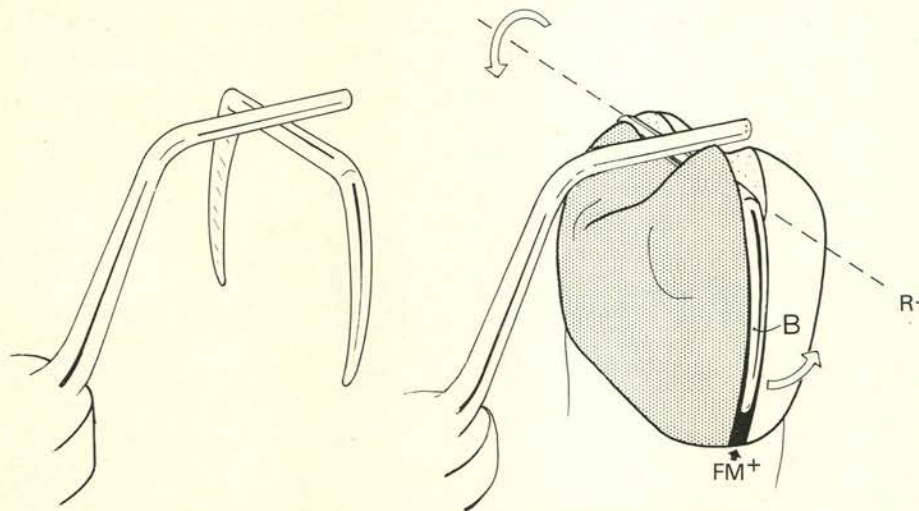
Ankerdelen daarentegen die distaal van de grootste omvang worden aangebracht belanden tijdens de positieve rotatie van het zadel op een gedeelte van het element met een grotere om-

vang (afb. 13). Het gevolg is een gehinderde rotatie met als mogelijk resultaat:

- tijdelijke of blijvende vervorming en eventueel breuk van de armen,
- beschadiging van het oppervlak van het pijlerelement,
- overbelasting van het pijlerelement en zijn parodontium (vergelijkbaar met de situatie in afbeelding 2).

Afbeelding 14, tenslotte, geeft de derde theoretische mogelijkheid weer: de arm is mesiaal van de grootste omvang aangebracht.

Het is duidelijk dat de positieve rotatie ongestoord is omdat de ankerarm het contact met het pijlerelement verliest. Als de noodzakelijke ankerdelen tot dit mesiale gebied beperkt kunnen blijven is de belasting optimaal.



Afb. 12. De buccale ankerarm B is evenals de palatinale arm aangebracht op de grootste omvang van het element ten opzichte van R^+ . Zowel bij positieve als bij negatieve rotatie van het zadel zullen de armen het contact met het element verliezen en daardoor geen vormverandering ondergaan.

2.1.2. De functionele meetlijn (FM)

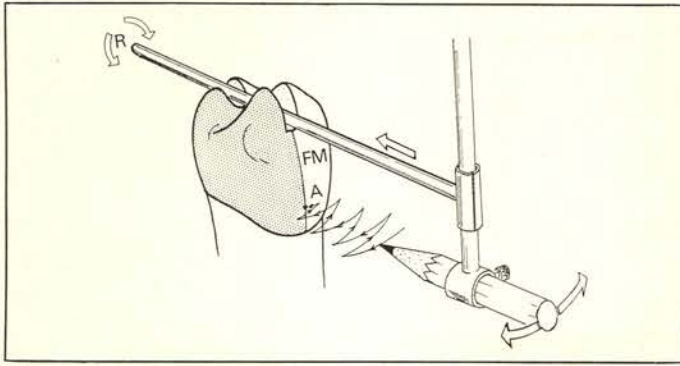
De grens (FM) tussen de gebieden van een pijlerelement, welke een scharnierfunctie al dan niet storen, is de grootste omvang van dat element ten opzichte van een roterende beweging. De naam functionele meetlijn ligt voor de hand; de meetlijn komt namelijk in het geding bij praktisch iedere kauw-beweging.

Het begrip POSITIEVE FUNCTIONELE MEETLIJN (FM^+) heeft betrekking op de grootste omvang ten opzichte van de positieve rotatie.

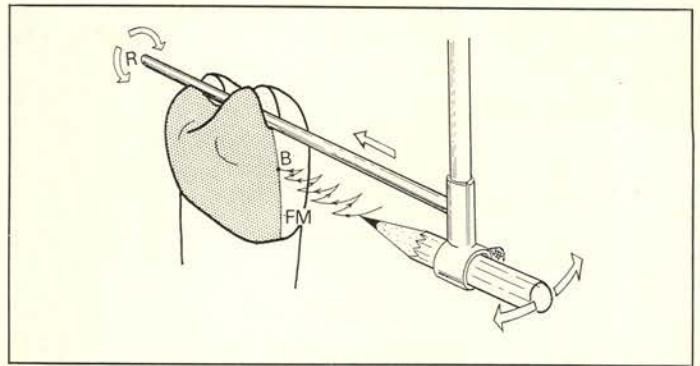
DE NEGATIEVE FUNCTIONELE MEETLIJN (FM^-) is de grootste omvang van het pijlerelement ten opzichte van de negatieve rotatie. Voor het tot nu toe besproken theoretische model zijn de FM^+ en de FM^- dezelfde (afb. 12-14).

Verschillende methoden zijn denkbaar om de FM op een model aan te brengen. Door ons wordt gebruik gemaakt van een verstelbaar schrijvertje dat kan roteren om een as, die de rotatie-as simuleert. Met behulp van afbeeldingen 15 en 16 is het mogelijk het principe van de constructie van de FM te demonstreren. Punt A van afbeelding 15 bijvoorbeeld, wordt gevonden door het schrijvertje met een roterende beweging steeds dichterbij het oppervlak van het element te brengen, totdat dit oppervlak wordt geraakt. Door het schrijvertje naar een meer occlusale positie te verplaatsen kan punt B (afb. 16) op identieke wijze worden gevonden.

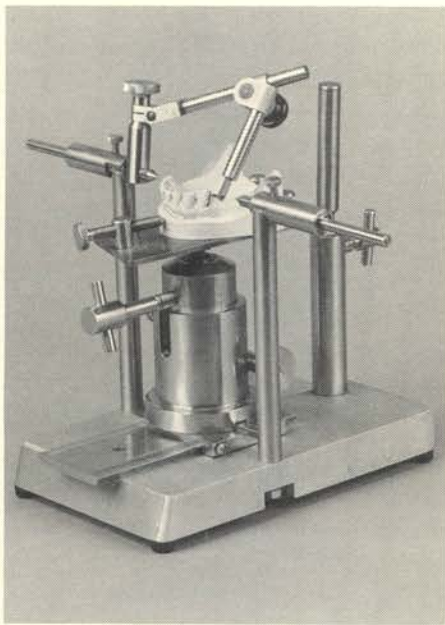
Meerdere punten met elkaar verbonden vormen de gedefinieerde functionele meetlijn.



Afb. 15. Constructie van punt A van de functionele meetlijn met behulp van een om de as roterende schrijfstift.



Afb. 16. Constructie van punt B van de functionele meetlijn.



Afb. 17a. De rotatie-simulator.



Afb. 17b. De rotatie-simulator met conventionele parallelometer of surveyor (model Korenhof en Staatsen).

2.1.3. De rotatie-simulator

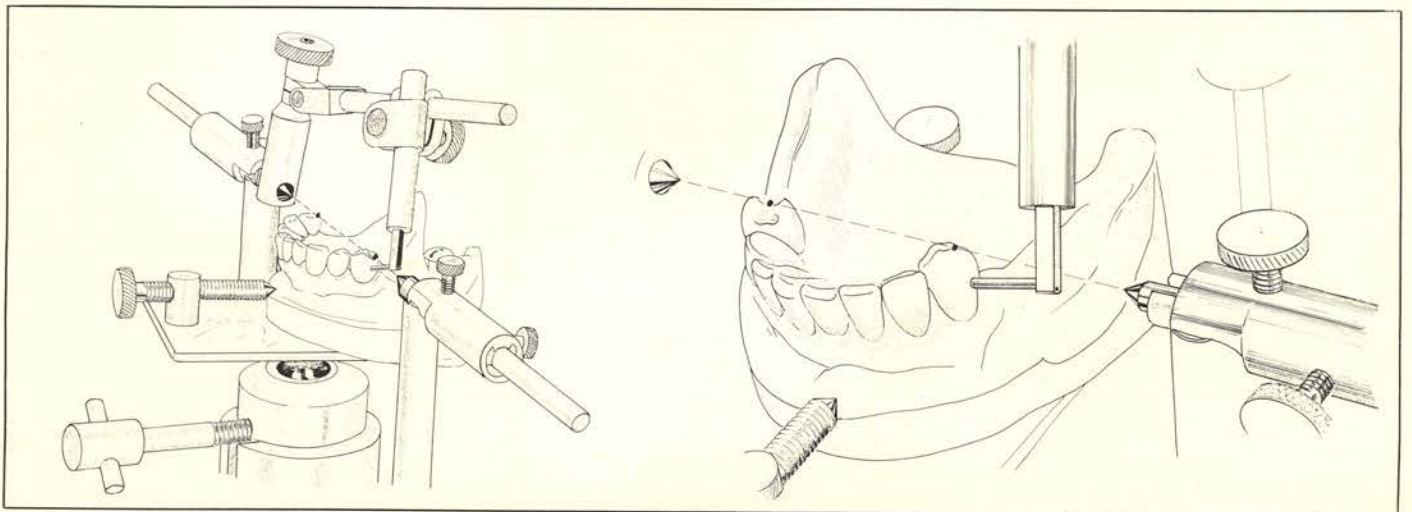
De bij afbeelding 15 en 16 beschreven methode heeft geleid tot de ontwikke-

ling van de rotatie-simulator door de auteur (afb. 17a, 17b, 18 en 19).

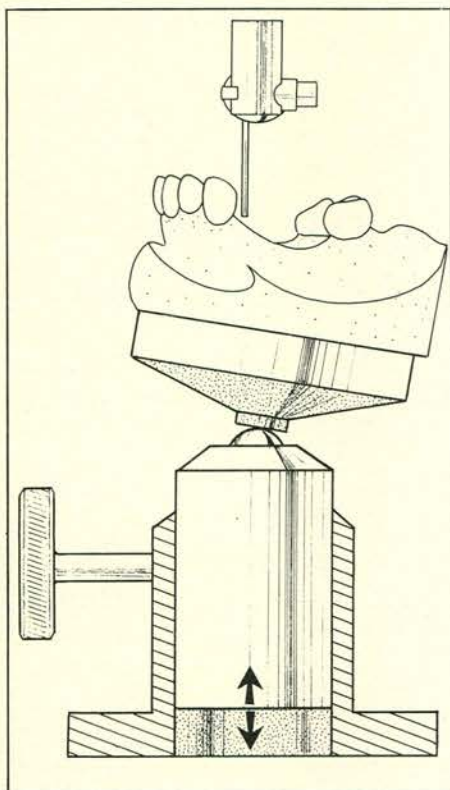
De grondplaat van een conventionele

parallelometer is voorzien van twee zuilen; op de zuilen zijn assen aangebracht (rotatie-as) met schrijvers, waarmee de FM kan worden geconstrueerd.

Het werkmodel waarop de functionele meetlijn moet worden geconstrueerd, wordt geplaatst op een gemodificeerde voet van de bestaande parallelometer. De instelmogelijkheden van deze voet zijn uitgebreid: het gipsmodel kan in verticale zin worden verplaatst waardoor het mogelijk is dit ruimtelijk zodanig op te stellen, dat de assen van de simulator samenvallen met de rotatie-as van de te ontwerpen prothese (afb. 19). De voet is bovendien geplaatst op twee onderling loodrechte geleidingsstaven, waarmee bereikt wordt dat hij op iedere plaats van de grondplaat kan worden gefixeerd. Met de beschreven rotatie-simulator is het mogelijk voor iedere, willekeurig door de ontwerper te selecteren, plaats van



Afb. 18. Details van de rotatie-simulator.



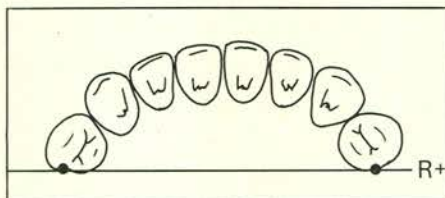
Afb. 19. Verticaal en horizontaal verstelbare voet van de parallellometer.

de draaiingsas de bijbehorende functionele meetlijn te construeren.

In het voorbeeld van afbeelding 20 en 21 ligt de positieve as distaal op beide randcristae der premolaren (zie eveneens afb. 7 en 9). De gestippelde gebieden zijn zones, welke de scharnierbeweging storen. Indien wordt gekozen voor het besproken ontwerp met één vrijheidsgraad, mogen ankerdelen in deze gebieden niet in contact met de pijlerelementen worden aangebracht. Het zal duidelijk zijn dat het verloop van de FM behalve van de vorm van het element ook afhankelijk is van de plaats en richting van de as.

2.1.4. Discussie

Voor het optimaal verwerken van krachten op een pijlerelement is het gewenst de prothese zo dicht mogelijk bij de hoogte-as van het element horizontaal af te steunen. Daarnaast biedt de introductie van het begrip functionele meetlijn de mogelijkheid een scharnierfunctie aan de gegoten verankering te geven. In welke mate de genoemde vrijheidsgraad praktische voordelen biedt is zonder meer niet aan te geven. In de eerste plaats kan de

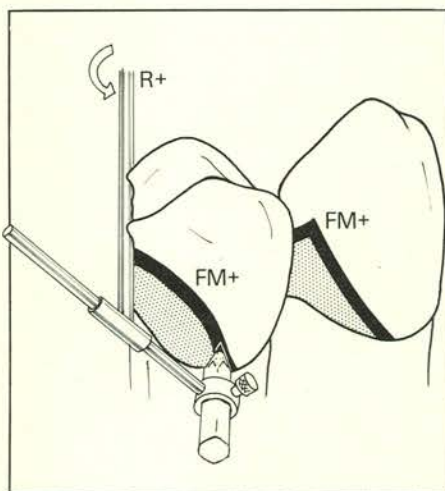


Afb. 20. De rotatie-as ligt distaal op de randcristae van de beide eerste premolaren.

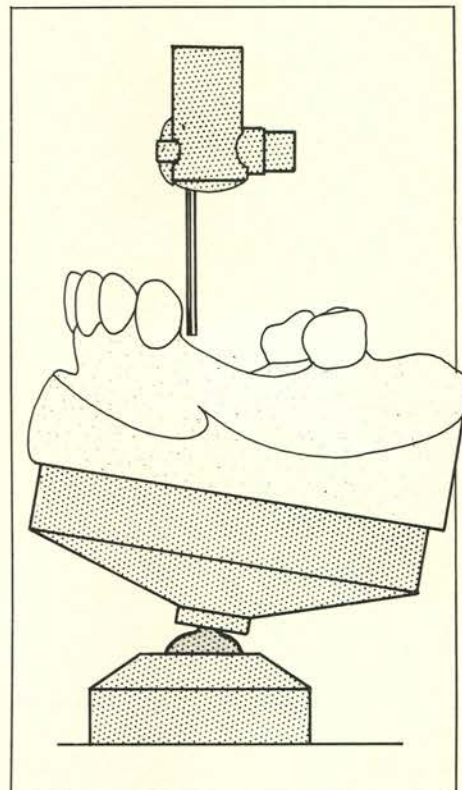
gunstigere belasting van de prothese en het parodontium repercussies hebben voor het mucoperiost. Vervolgens is het bewegingspatroon van de ankers ten opzichte van de pijlerelementen bij de dubbelzijdige prothese gecompliceerder dan hierboven aangegeven. In de laatste plaats is het bovendien onwaarschijnlijk dat iedere theoretische storing ten opzichte van de positieve roterende beweging ook tot praktische overbelasting leidt. Gelet op de vele variabelen, zoals pasvorm, elasticiteit van de ankermaterialen, kwaliteit van het parodontium etc., is aanvullend onderzoek vanzelfsprekend noodzakelijk. Op deze plaats wordt voorlopig uitsluitend het theoretische principe neergelegd.

2.2. Negatieve verticale krachten

Om de vrij-eindigende partiële prothese de vereiste weerstand tegen negatieve verticale krachten te geven dient men er voor te zorgen dat deze voldoende directe en indirecte retentie heeft.



Afb. 21. Constructie van de FM⁺ voor de situatie zoals weergegeven in afb. 23. Onderdelen van de partiële prothese welke in de gestippelde gebieden zijn aangebracht storen de scharnierbeweging (positieve rotatie).



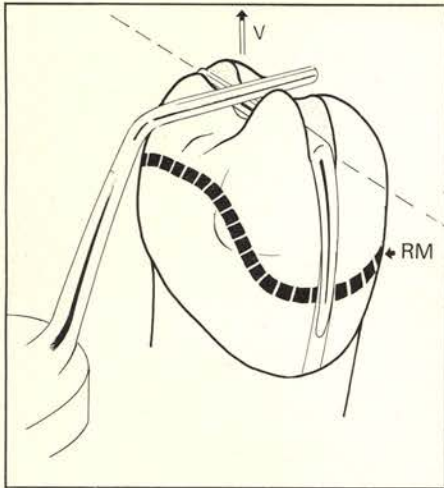
Afb. 22. Conventionele parallellometer of 'surveyor' (detail).

2.2.1. De directe retentie

Onder directe retentie wordt verstaan de weerstand die moet worden overwonnen om de prothese in min of meer verticale richting (inzet- of uitneemrichting) uit te nemen. Om dit te bereiken wordt op bepaalde plaatsen een flexibel deel van één of twee ankerarmen cervicaal van de grootste omvang van het pijlerelement aangebracht. De kracht, welke nodig is om de arm uit te buigen, gecombineerd met de wrijvingskracht, veroorzaakt de gewenste weerstand. Met behulp van de conventionele parallellometer of 'surveyor' (afb. 22) is het mogelijk de grootste omvang van het element ten opzichte van de uitneemrichting te bepalen. Ter onderscheiding van de reeds besproken functionele meetlijn (FM) wordt deze grootste omvang *retentieve meetlijn* (RM) genoemd (afb. 23). Het is de lijn die in de literatuur en in de betreffende handleidingen als equatorlijn, surveylijn of als meetlijn zonder meer, bekend is.

2.2.2. Indirecte retentie

Hoewel aan de eis m.b.t. de directe retentie is voldaan, kan de stabilisatie

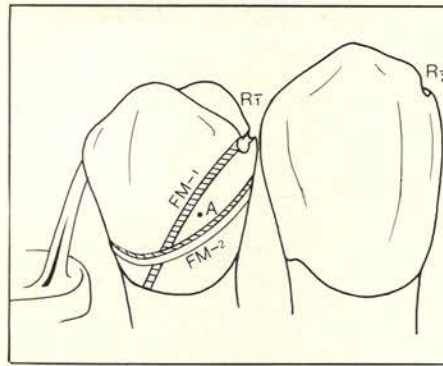


Afb. 23. Verloop van de retentieve meetlijn (RM) behorend bij de uitneemrichting V.

van de vrij-eindigende partiële prothese toch onvoldoende zijn. Het anker van afbeelding 23 bijvoorbeeld, geeft de prothese wel een zekere weerstand tegen het *verticaal* uitnemen; toch is het comfort voor de patiënt gering, omdat geen weerstand aan negatieve rotatie wordt geboden. Deze rotatie wordt onder meer veroorzaakt door kleverig voedsel. Weerstand tegen negatieve rotatie wordt, zij het minder juist, indirecte retentie genoemd*).

Voor een comfortabele voorziening is het noodzakelijk ankerdelen zodanig aan te brengen, dat negatieve rotatie wordt vermeden (zie afb. 14). Ook nu is het mogelijk een functionele meetlijn te construeren en wel de *negatieve functionele meetlijn (FM⁻)*.

De negatieve functionele meetlijn is de grootste omvang van een element ten opzichte van een negatieve rotatie-as (R⁻). De ligging van deze as wordt in het algemeen bepaald door de meest ventraal gelegen occlusale, palatinale of incisale steunen. In tegenstelling tot de positieve rotatie moeten ankerdelen nu *wel* in een storend gebied wor-

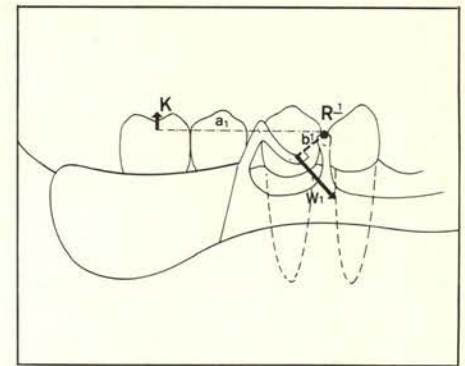


Afb. 24. De negatieve functionele meetlijn FM⁻₁ behoort bij de negatieve rotatie-as R⁻₁. FM⁻₂ behoort bij R⁻₂.

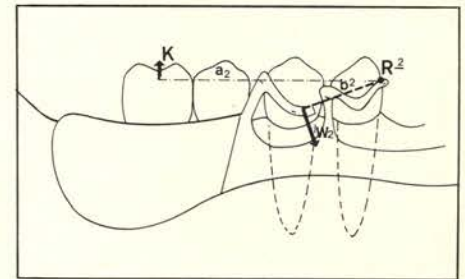
den aangebracht. Immers aflichten van de zadels van de processus alveolaris moet worden voorkomen. Overbelasting van de constructie of het parodontium is niet te vrezen, omdat deze krachten betrekkelijk gering zijn. De FM⁻ is, evenals de FM⁺, afhankelijk van de ligging van de as en de vorm van het pijlerelement. Met behulp van afbeelding 24 kan het effect van de verplaatsing van de as voor het verloop van de FM⁻ worden gedemonstreerd. FM⁻₁ is de meetlijn behorend bij R⁻₁, als rotatie-as. FM⁻₂ stelt de meetlijn voor indien het meest ventraal gelegen steunpunt op de mesio-incisale hoek van het buurelement is gelegen (R⁻₂).

In het algemeen zal verplaatsing van de R⁻ naar ventraal een gunstig effect op de indirecte retentie hebben. Dit kan duidelijk gemaakt worden met behulp van de afbeeldingen 25 en 26. De *kracht* W₁, welke noodzakelijk is om weerstand te bieden aan de negatieve kracht K in afbeelding 25, is namelijk *groter* dan de kracht W₂ van afbeelding 26. De hefboomarm a₂ is weliswaar groter dan a₁, maar de verhouding b₂ : b₁ neemt meer toe dan de verhouding a₂ : a₁. Terwille van de eenvoud zijn de reactiekrachten, die mede het evenwicht bepalen, weggelaten.

Onderzoek van o.a. Frank en Nicholls (1977) heeft aangetoond dat aan deze regel niet altijd wordt voldaan. De verklaring daarvoor kan met behulp van afbeelding 24 worden gegeven. Een deel van een ankerarm aangebracht in punt A zal weerstand bieden aan negatieve rotatie bij een as gelegen in R⁻₁, maar niet als de as in R⁻₂ is gelegen.



Afb. 25. Evenwichtsvoorwaarde voor de momenten: $Ka_1 = W_1b_1$.



Afb. 26. Evenwichtsvoorwaarde voor de momenten: $Ka_2 = W_2b_2$; W₂ is kleiner dan W₁ van afbeelding 25.

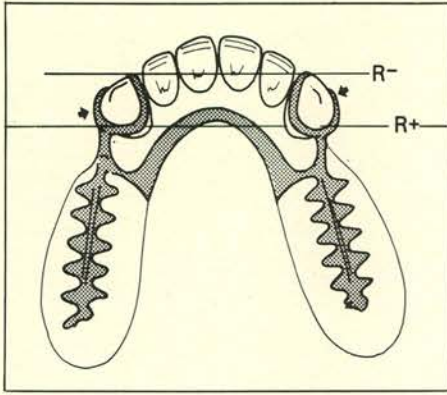
2.2.3. Discussie

Met voorgaande verhandeling over de negatieve rotatie is naast het theoretisch belang de praktische betekenis van de FM⁻ aangetoond. Hoewel er ten aanzien van de praktische betekenis van de positieve functionele meetlijn nog vraagtekens zijn, die nader onderzoek vereisen, is het wel een vast gegeven dat onvoldoende weerstand tegen negatieve rotatie de stabilisatie en daarmee het comfort van de prothese voor de patiënt nadelig kan beïnvloeden.

2.3. Horizontale krachten

Horizontale krachten, welke op de partiële prothese inwerken, worden voornamelijk veroorzaakt door de functie van de weke delen (tong, wang en lippen) en de horizontale component van de kauwkrachten. Ze zijn relatief klein en kunnen gereduceerd worden; het ontwerp moet dan ook zodanig zijn dat deze krachten voornamelijk parodontaal worden verwerkt. In het kader van deze publikatie kan worden volstaan met de opmerking dat de partiële prothese met gegoten an-

*) Wellicht ten overvloede kan het verband tussen directe en indirecte retentie verduidelijkt worden door de vrij-eindigende prothese te vergelijken met een kruiwagen. Door het wiel vast te verbinden met de ondergrond is de directe retentie maximaal. Toch is het zonder verdere voorziening (indirecte retentie) mogelijk de kruiwagen gemakkelijk aan de bomen op te lichten of wel negatief te laten roteren.



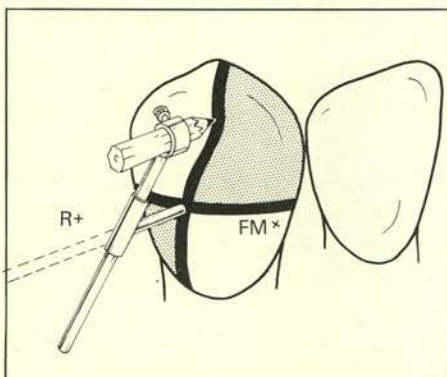
Afb. 27. Voorbeeld van een partiële onderprothese met niet gerestaureerde cuspidaten als pijlerelementen.

kers bij uitstek geschikt is om het parodontium van meerdere pijlerelementen op eenvoudige wijze te bundelen, waardoor de weerstand tegen horizontale krachten aanmerkelijk wordt verhoogd.



3. Praktische toepassing

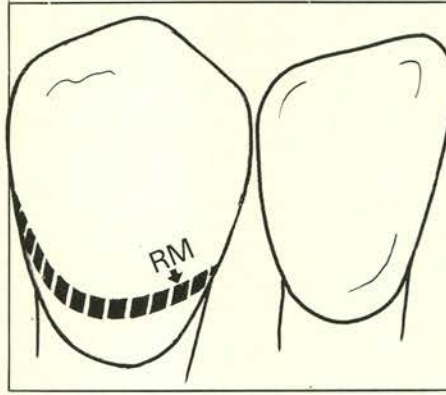
Tenslotte wordt als samenvattend voorbeeld het ontwerp van afbeelding 27 behandeld. De beide hoektanden zijn de pijlerelementen voor de getekende vrij-eindigende partiële prothese voor de onderkaak, waarvan de positieve as is gelegen op het cingulum en de negatieve as op de mesio-incisale hoek.

In de afbeeldingen 28 tot en met 31 zijn de verschillende meetlijnen getekend die onder meer bepalend zijn voor dit ontwerp.



Afb. 28. De positieve rotatie-as R^+ met bijbehorend FM^+ van het voorbeeld van afbeelding 27; storende en niet storende gebieden:

-  Storende gebieden. Deze moeten door het ankerverloop vermeden worden.
-  Niet storende gebieden. Deze mogen ankerdelen bevatten.

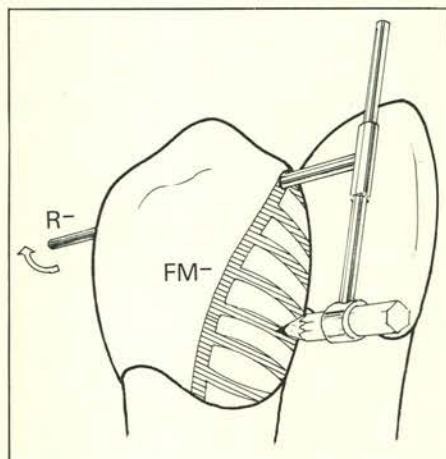


Afb. 29. De retentieve meetlijn RM van het voorbeeld van afb. 27. Een flexibele ankerтип moet cervicaal van RM aangebracht worden.

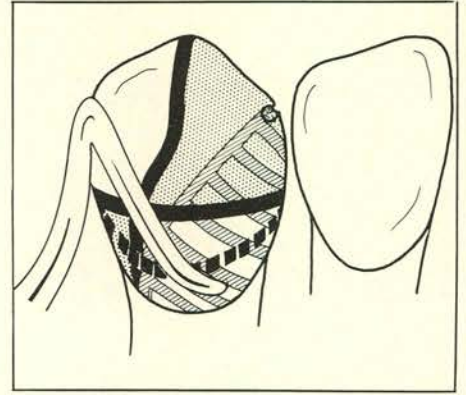
De verankering is zodanig ontworpen, dat aan de volgende eisen wordt voldaan:

- Parodontale weerstand tegen horizontale krachten.
- Gecombineerde parodontaal-mucosale weerstand tegen positieve verticale krachten door de cingulumsteun en middels de mogelijkheid van ongestoorde positieve rotatie.
- Directe retentie door de buccale ankerarm cervicaal van de retentieve meetlijn te laten eindigen.
- Indirecte retentie door de ankerarmen storend ten opzichte van de negatieve rotatie aan te brengen.

Afwijkend van het voorbeeld van afbeelding 21, waar één FM op het buccale vlak van de premolaar is gete-



Afb. 30. De negatieve rotatie-as R^- met bijbehorende FM^- van het voorbeeld van afb. 27; het gearceerde gebied mesiaal van FM^- moet benut worden om negatieve rotatie te voorkomen.

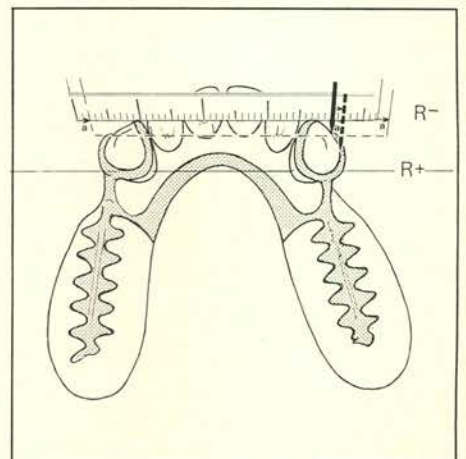


Afb. 31. Samenvattend overzicht van de meetlijnen en velden van afb. 28, 29 en 30, met daarin getekend een buccale ankerarm, die aan de gestelde principes voldoet: De positieve rotatie is ongehinderd (vergelijk afb. 28.); het flexibele uiteinde van de buccale arm eindigt cervicaal van de retentieve meetlijn (vergelijk afb. 29.); ongeveer één-derde deel van de arm verhindert negatieve rotatie (vergelijk afb. 30).

kend, zijn nu twee meetlijnen aangegeven. Het zal duidelijk zijn, dat er in het algemeen meer dan één meetlijn mogelijk is en ook dat deze lijn, afhankelijk van de ligging van de rotatie-as en de contour van het oppervlak van het pijlerelement, kan overgaan in een vlak.

3.1. Discussie

Welk nut heeft de functionele benadering van de vrij-eindigende partiële prothese voor de algemene praktijk? Het begrip positieve functionele meetlijn heeft voorlopig beperkte, theoretische waarden als hulpmiddel bij een thans lopend onderzoek naar mecha-



Afb. 32. Geïmproviseerde rotatie-simulator voor het schatten van de ondersnijding (a) ten opzichte van de negatieve functionele meetlijn.

nisch beter aangepaste ankervormen. Het ligt in de bedoeling de resultaten van dit onderzoek te verwerken in aanbevelingen voor de practicus (zie 2.1.4.).

Uit afbeelding 31 blijkt dat het bij de hoektand veel toegepaste mesio-distale anker in het algemeen zal functioneren als een scharnier.

De negatieve functionele meetlijn daarentegen heeft naar de mening van de auteur directe praktische betekenis, omdat onvoldoende weerstand tegen negatieve rotatie duidelijk resulteert in een instabiele prothese (zie 2.2.3.). Het genoemde risico is gering voor samengestelde ankers (zie afbeelding 24 en 26), maar bij enkelvoudige ankers (zie afbeelding 31) moet men wel degelijk rekening houden met deze negatieve rotatie, te meer omdat de neiging er is de buccale arm om esthetische redenen kort te houden. In sommige gevallen is het voor de practicus desnoods mogelijk met behulp van een zelf geïmproviseerde rotatie-simulator een eerste schatting te maken van de ondersnijding ten opzichte van de FM⁻ (zie afb. 32).

Op het model wordt een meetlat gelegd, waarvan de onderrand is gelegen op de R⁻. Aan de lat is een staafje gefixeerd, waarvan het uiteinde samenvalt met de te ontwerpen ankertip. De lineaal wordt vervolgens negatief geroteerd, waarbij het mogelijk is na te gaan of de punt van de staaf (ankertip) de rotatie niet (geen indirecte retentie) of wel (indirecte retentie) stoort. In dat laatste geval kan de lat evenwijdig aan zich zelf zover verplaatst worden dat de punt van de staaf het oppervlak van het element nog juist raakt (FM⁻). De afstand a, waarover de meetlat moest worden verschoven, is de ondersnijding ten opzichte van de negatieve functionele meetlijn.

Summary:

Title: The functional and the retentive survey line in distal extension dentures.

Removable partial dentures can be tissue-supported, tooth-supported or tissue/tooth-supported. Tissue-support is unpracticable in several respects and should be applied only to temporary prostheses. Tooth-support is to be preferred except for distal extension dentures; for this type of prosthesis the combination tissue-tooth support is generally applied, with or without stress-breaking functional hinge.

With the rotation simulator, developed by the author, clasp-retained partial dentures may be designed that permit free hinge movement or positive rotation in relation to the abutments. In this way a distinction can be made in areas either or not affecting rotation. The two areas are separated by the positive functional survey line. The demarcation of this line serves to avoid mechanical overload.

On the other hand the concepts retentive survey line and negative functional survey line have a direct relation to the stability of the prosthesis. Resistance to vertical removal is effected by placing flexible parts of the clasp device cervically of the retentive survey line (in textbooks also called height of contour, equator or survey line). In distal extension dentures a tooth-supported resistance is required to avoid negative rotation. This resistance, also called indirect retention, can be obtained by placing clasp-arms in areas that prevent a negative rotation.

Literatuur:

1. Anderson, J. N., Lammie, G. A. (1952): A clinical survey of partial dentures. *Br Dent J* 92: 59-67.
2. Bergman, B., Hugoson, A., Olsson, C. D. (1971): Periodontal and prosthetic conditions in patients treated with removable partial dentures and artificial crowns. *Acta Odontol Scand* 29: 261-638.
3. Biaggi, A., Elbrecht, H. J. (1951): Gelenkige Prothesen und ihre Indikation. Verlag Zahnärztliche Welt G.m.b.H., Konstanz.
4. Carlsson, G. E., Hedegård, B., Koivumaa, K. K. (1961): Studies in partial dental prosthesis. II. *Acta Odontol Scand* 19: 215-237.
5. Carlsson, G. E., Hedegård, B., Koivumaa, K. K. (1962): Studies in partial dental prosthesis. III. *Acta Odontol Scand* 20: 95-119.
6. Carlsson, G. E., Hedegård, B., Koivumaa, K. K. (1965): Studies in partial dental prosthesis. IV. *Acta Odontol Scand* 23: 443-472.

7. Ericsson, I., Lindhe, J., Rylander, H., Okamoto, H. (1975): Experimental periodontal breakdown in the dog. *Scand J Dent Res* 83: 189-192.
8. Fenner, W., Gerber, A., Mühlemann, H. R. (1956): Tooth mobility changes during treatment with partial dentures prosthesis. *J. Prosthet Dent* 6: 520.
9. Frank, R. P., Nicholls, J. I., (1977): An investigation of the effectiveness of indirect retainers. *J Prosthet Dent* 5: 494.
10. Glickmann, I. (1967): Occlusion and periodontium. *J Dent Res* 46: Suppl. 1, 53-59.
11. Grevers, A. (1980): Fundamentele eisen voor restauratieve behandeling. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 87: 234-239.
12. Grevers, A. (1981): Een geval van reconstructie van een gemutileerd ondergebit. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 88: 50-52.
13. Hedegård, B., Liedgren, P., Lofberg, P. G. (1967): A clinical study of partial denture cases.
14. Käyser, A. F. (1976): De gebitsfuncties bij verkorte tandbogen. Stafleu en Tholen B.V. Leiden.
15. Mühlemann, H. R., Herzog, H., Vogel, A. (1956): Occlusal trauma and tooth mobility. *Schweiz Monatschr Zahnheilkd* 66: 527.
16. Nyman, S., Lindhe, J., Lundgren, D. (1975): The role of occlusion for the stability of fixed bridges in patients with reduced periodontal tissue support. *J Clin Periodontol* 2: 53-66.
17. Nyman, S., Lindhe, J. (1976): Prosthetic rehabilitation of patients with advanced periodontal disease. *J Clin Periodontol* 3: 135-147.
18. Nyman, S., Lindhe, J. (1977): Considerations on the design of occlusion in prosthetic rehabilitation of patients with advanced periodontal disease. *J Clin Periodontol* 4: 1-15.
19. Plasschaert, A. J. M., Folmer, T., Heuvel, J. L. M. van den, Jansen, J., Opijnen, L. J. van, Theuns, H., Wouters, S. K. J. (1976): Parodontale aandoeningen bij volwassenen. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 83: 301.
20. Renan, J. E. (1864): Mission de Phénice et la campagne de Sidon. Paris. Pp. 472-473.
21. Skinner, C. N. (1959): A classification of removable partial dentures based upon the principles of anatomy and physiology. *J. Prosthet Dent* 9: 240-246.
22. Yurkstas, A., Curby, W. A. (1953): Force analysis of prosthetic appliances during function. *J Prosthet Dent* 3: 82-87.

Juli 1981.

Sorbonnelaan 16,
3508 TB Utrecht.