

Uit het laboratorium en de kliniek voor Prothetodontie
van de Rijks-Universiteit te Groningen
(Dir.: Prof. J. G. van der Ven)

BIOMECHANICA DER PARTIËLE PROTHESE (II)

DOOR F. J. TEMPEL

Het ontwerpen van het bevestigingsgedeelte van de partiële prothese

Wanneer voor een patiënt een partiële prothese gemaakt moet worden, dan is het noodzakelijk dat deze partiële prothese zodanig ontworpen wordt, dat aan de verschillende eisen, die er aan gesteld zullen worden, wordt voldaan. Het is daarom ook noodzakelijk dat het ontwerp van de prothese gebaseerd is op overwegingen, die in nauw verband staan met de toestand van het restgebit, de doelmatigheid van de prothese, de mechanica en de aesthetica.

Het onderzoek van het gebit zal de gegevens moeten opleveren voor de beoordeling van de toestand van het restgebit en op grond van dit onderzoek zal het restgebit eventueel moeten worden gesaneerd en ingeslepen.

Nadat de vorm en de uitbreiding van het prothese-deel van de partiële prothese, dat de tandenboog zal moeten aanvullen, ontworpen is, zal men zich dienen af te vragen hoe dit prothese-deel aan het restgebit verankerd zal moeten worden. De ankers die voor de bevestiging aan het restgebit gebruikt zullen worden, zullen de krachten die op de prothese werken overbrengen naar dit restgebit en het ontwerpen van deze ankers is dus in de eerste plaats afhankelijk van de *functie*, die deze ankers zullen moeten vervullen.

De positieve krachten zullen de prothese tegen de mucosa willen drukken en om dit te voorkomen dienen de ankers hiertegen een *steunfunctie* te vervullen, zodat de prothese paradentaal gedragen blijft. Immers, wanneer de prothese paradentaal gedragen wordt, zal de vervanging meer physiologisch zijn, dan wanneer de prothese muceus gedragen wordt. Wanneer de elementen statisch gunstig opgesteld zijn, dan zal de prothese bij een kracht, die door het midden van de prothese gaat, niet kantelen, doch zonder meer tegen zijn basis aangedrukt worden. Is deze kracht echter buccaal of linguaal van het midden door de prothese gericht, dan zal de prothese naar buccaal of linguaal willen kantelen om een denkbeeldige as, de *rotatie-as*.

Brengt men het restgebit schematisch in tekening en tekent men hierin een lijn, die de hartlijn van de prothese voorstelt, dan zal in de molaar- en praemolaarstreek, een statisch gunstige opstelling van de kunstelementen vooropgesteld, de *rotatie-lijn* (dit is de projectie van de rotatie-as)

samenvallen met de *prothese-lijn* (dit is de projectie van de hartlijn van de prothese), indien evenwijdig aan de richting van de verticale kracht geprojecteerd wordt (fig. 14). (Onder de hartlijn zouden we hier niet willen verstaan de meetkundige plaats van de zwaartepunten van de prothese, doch veel meer de meetkundige plaats van die punten, waarmee de verticale krachten in het van buccaal naar linguaal verlopende transversale vlak geen moment van kracht vormen). Verticale krachten die door de prothese-lijn gaan, gaan ook door de rotatie-lijn en doen de prothese niet kantelen. Krachten die niet door de prothese-lijn gaan, vormen momenten van kracht en doen de prothese wel kantelen. Dit kantelen van de prothese kan men tegengaan, b.v. door aan de andere zijde van de tandenboog retentie te zoeken. Het evenwicht wordt bewaard wanneer de momenten van kracht even groot zijn, dus wanneer $f \text{ os. } \text{kracht} \times \text{druk-arm} = \text{retentie-kracht} \times \text{retentie-arm}$.

In aansluiting met de benaming rotatie-lijn en prothese-lijn kan men deze moment-armen *druk-lijn* (bij negatieve krachten *trek-lijn*) en *retentie-lijn* noemen.

De grootte van de positieve kracht varieert, naarmate we te maken hebben met de kauwdruk of andere krachten, zoals duwkrachten of zwaartekracht, die van een kleinere grootte zijn. De steunfunctie, die de ankers dan ook tegen deze verschillende krachten moeten bezitten, kan dus een grote of kleine waarde hebben. Om hierin onderscheid te kunnen maken bij de verdere beschouwing, stellen we een steunfunctie van grote waarde voor door „S”, die van een kleinere waarde door „s”.

Tegen negatieve krachten, die de prothese van de basis willen trekken, zullen de ankers een *retentie-functie* moeten hebben. Deze negatieve krachten zijn in het algemeen van een kleinere grootte dan de kauwdruk. Wanneer de trekkracht echter indirect ontstaat tengevolge van de kauwdruk (hefboomwerking!), dan zal de retentie-functie ook een grote waarde dienen te hebben, wanneer de retentie-arm althans niet aanzienlijk langer is dan de druk-arm. Voor de retentie-functie van ankers kan dan ook eveneens het onderscheid van grote en kleine waarden gemaakt worden, voorgesteld door resp. „R” en „r”.

Wil men nu voor een restgebit een partiële prothese ontwerpen, dan zal men voor de verankering van deze prothese moeten nagaan welke eisen er aan de ankers gesteld worden. Aangezien we bij de vergelijking van de duw- en trek-ankers grote verschillen in hun eigenschappen geconstateerd hebben, zullen we, afhankelijk van de functie van het anker, een keuze moeten doen tussen de beide verankerings-systemen. Noch het „Ney”-anker, noch het „Roach”-anker biedt als enig systeem een gunstige oplossing, doch met een combinatie van de beide systemen kan men beter aan de eisen van de partiële prothese tegemoet komen.

Als voorbeeld van deze systematiek moge dan thans de bespreking en analyse van een 5-tal gevallen dienen. Aan de hand van deze analyse zijn de frames ontworpen en vervaardigd. Classificatie volgens Wild.

Geval A. Klasse II, unilateraal.

Fig. A 1. Schema van het restgebit.

Fig. A 2. De prothese-lijn. De steun van de ankers is voorlopig eerst centraal van het occlusale vlak van de pijlers gedacht.

Fig. A 3. De rotatie-lijn. Indien de opstelling van de kunstelementen juist is, dan zullen de projecties van de rotatie-lijn en de prothese-lijn samenvallen.

Fig. A 4. Verticale krachten die niet door de prothese-lijn gaan, zullen een moment van kracht doen ontstaan, waardoor de prothese om de rotatielijn zal willen draaien. De druk- en trek-lijnen zijn aangegeven.

Fig. A 5. Ten opzichte van de druk- en treklijnen zal de retentie-lijn het gunstigst georiënteerd zijn tegenover het midden van de prothese. De retentie zal dan echter gezocht moeten worden bij M_2 -rechts en daar dit dikwijls biologisch een minder gunstig element is, zullen we de voorkeur geven aan M_1 -rechts als retentie-pijler.

Fig. A 6. De retentie-lijn, gericht naar M_1 -rechts.

Redenering en conclusies:

Bij een positief verticale kracht, gaande door de prothese-lijn, zullen de ankers van M_2 -links en P_1 -links steun moeten verlenen tegen de kauwdruk.

M_2 -links en P_1 -links: S (1)

Bij een positief verticale kracht buccaal van de prothese-lijn dreigt een rotatie op te treden. Deze rotatie zou tegengegaan kunnen worden door de armen van de ankers van de beide, het diasteem begrenzende, pijlers. Hierbij wordt de rotatie-beweging echter rechtstreeks voortgeleid naar het parodontium van deze pijlers, dat deze rotatie-kracht in het algemeen niet zal kunnen weerstaan. De retentie zal daarom aan de andere zijde van de tandenboog gezocht moeten worden en wel door middel van het anker van M_1 -rechts. Daar de druklijn kort is, terwijl de retentie-lijn daarentegen lang is, zal de retentie-kracht van het anker veel kleiner kunnen zijn dan de kauwdruk.

M_1 -rechts: r (2)

Bij een positief verticale kracht linguaal (palatinaal) van de prothese-lijn zal de prothese naar deze zijde willen draaien, hetwelk voorkomen zou kunnen worden door de armen van de ankers van de pijlers, doch overeenkomstig de bovenstaande redenering zullen we deze rotatie liever voorkomen door aan het anker van M_1 -rechts een steunfunctie te geven. Gezien het verschil in lengte van de druk-lijn en retentie-lijn, kan ook hier de waarde van de steunkracht aanmerkelijk lager zijn dan die van de kauwdruk.

M_1 -rechts: s (3)

Bij negatieve krachten zal de prothese op zijn plaats gehouden moeten worden door de ankers, die dus een retentie-functie moeten hebben. De grootte van deze retentie-kracht is aanzienlijk kleiner dan die van de kauwdruk.

M_2 -links en P_1 -links: r (4)

De rotatie-beweging tengevolge van negatieve krachten die niet door de prothese-lijn gaan, zal mede opgevangen moeten worden door de verankering van M_1 -rechts. Gezien het verschil in lengte van trek-lijn en retentie-lijn en de tamelijk geringe grootte van de negatieve krachten, kunnen we deze kleine steun- en retentie-waarden wel reeds verwerkt achten in de redenering volgens (2) en (3).

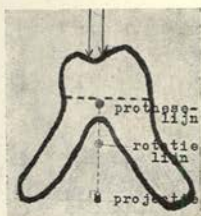
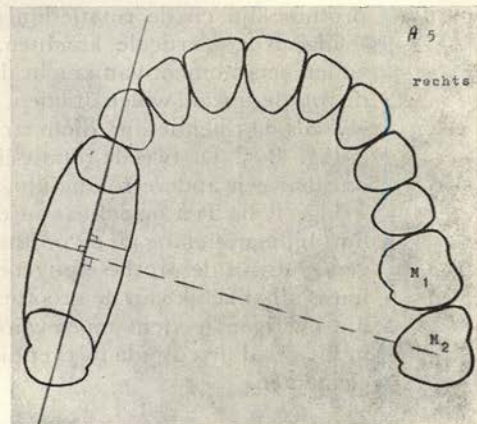
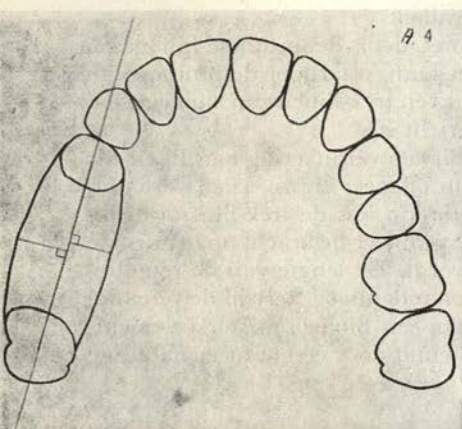
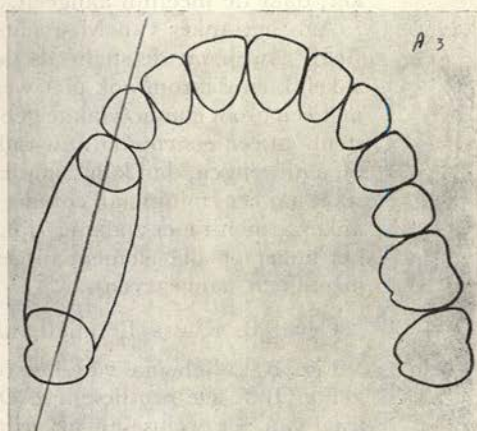
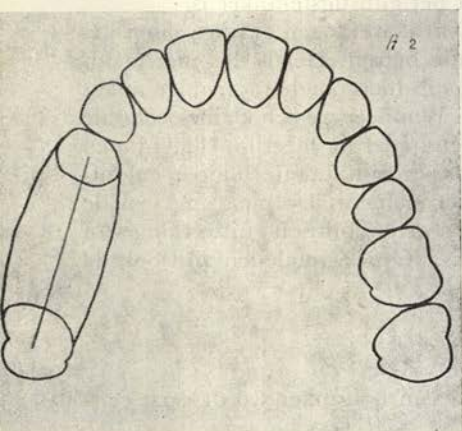
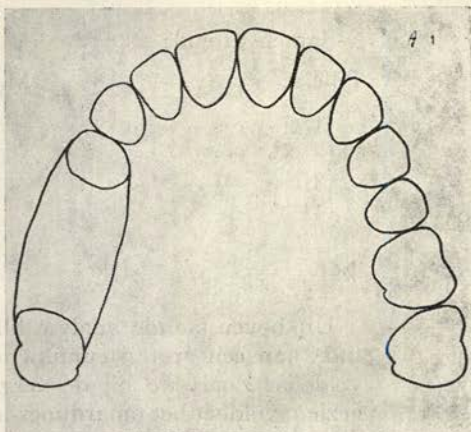


Fig. 14



Samenvattend:

Pijlers:	M ₂ -links	P ₁ -links	M ₁ -rechts
(1)	S	S	
(2)			r
(3)			s
(4)	r	r	
	S + r	S + r	s + r

Uit bovenstaande analyse blijkt dat de ankers van M₂-links en P₁-links aan een grote steunfunctie en een kleine retentie-functie moeten voldoen. Zoals we bij de vergelijking van de ankersystemen hebben gezien, voldoet het omarmings-anker aan een grote steun-functie, terwijl de retentie minder groot is dan bij het duw-anker. Voor deze beide pijlers zullen we derhalve de voorkeur geven aan het eenvoudige 3-armige anker, daar de meetlijn aangeeft, dat dit het gunstigste anker is.

Aan het anker van M₁-rechts worden daarentegen geringe eisen gesteld, zowel wat de steun als de retentie betreft. Het is dus niet noodzakelijk en daarom ook niet wenselijk, om hiervoor het 3-armige anker met een groot contactvlak te gebruiken. Wanneer we een kleine occlusale steun en een eenvoudig duw-anker, even onder de meetlijn (fig. 15 a en b), aanbrengen, dan kan het anker reeds aan zijn functie voldoen en ontstaat er een minimaal contact met het element. De plaatsing van de anker-armen moet zodanig zijn, dat een orthodontische uitwerking van het anker op het element uitgesloten is. (Op de modellen zijn ook de meetlijnen aangegeven).

Geval B. Klasse I, unilateraal.

Fig. B 1. Schema van het restgebit.

Fig. B 2. De prothese-lijn. De steun van het anker wordt eerst centraal van het occlusale vlak gedacht.

Fig. B 3. De rotatie-lijn *a*, min of meer sagittaal verlopend. Indien de opstelling van de kunstelementen juist is, zullen de projecties van de prothese-lijn en de rotatie-lijn samenvallen.

Fig. B 4. Verticale krachten, die niet door de prothese-lijn gaan, zullen een moment van kracht doen ontstaan, waardoor de prothese om de rotatie-lijn zal willen draaien. De druk- en trek-lijnen zijn aangegeven, evenals de retentie-lijn, die naar M₁ gericht is.

Fig. B 5. De tweede rotatie-lijn, *b*. Bij een verankering aan P₁ en M₁ ontstaat een andere rotatie-lijn, die min of meer transversaal verloopt.

Fig. B 6. Ten opzichte van de rotatie-lijn *b* is de trek-lijn (of druk-lijn) bijna even lang als de prothese-lijn, wanneer de kracht op het distale gedeelte van de prothese uitgeoefend wordt. De lengte van de retentie-lijn is afhankelijk van de grootte van de tandenboog, terwijl de retentie-lijn overigens gericht moet worden naar een biologisch sterk element, in dit geval de cuspidaat, eventueel gesteund door één of meer naburige elementen.

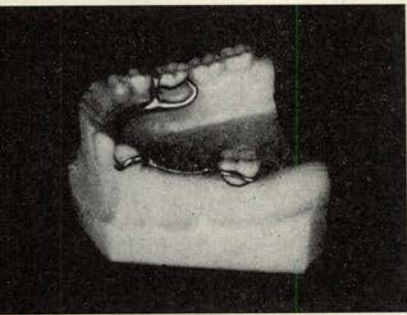
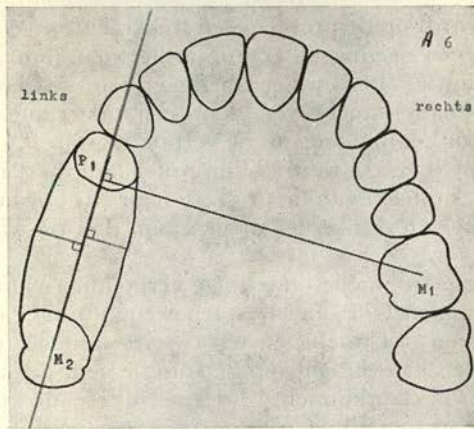


Fig. 15a

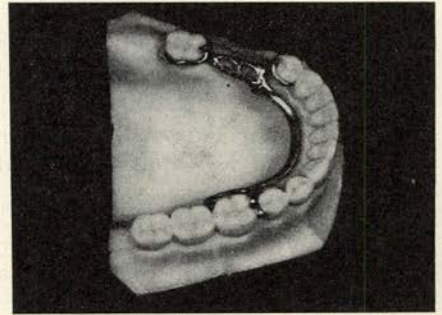


Fig. 15b

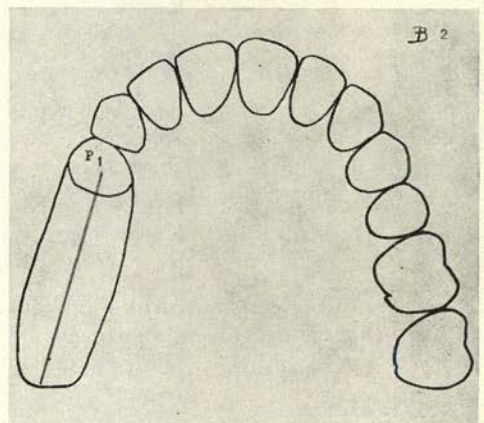
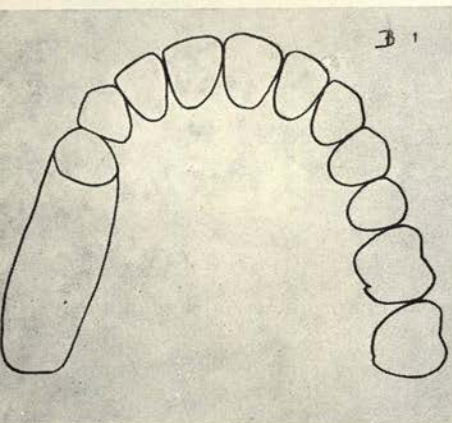


Fig. B 7. Wordt op de prothese een trekkraft uitgeoefend, dan ontstaat daardoor een neiging tot rotatie in het steunpunt C en niet meer om de rotatie-lijn *b*. (Er is nu een hefboom van de 2e soort ontstaan.) De trek-lijn is thans aangegeven door een gestreepte lijn. Gaat deze trek-lijn niet door het midden van de verbindingslijn $P_1 - M_1$, dan is de kracht-arm van M_1 t.o.v. de trek-lijn groter dan die van P_1 , waardoor een neiging tot kantelen van de prothese naar M_1 ontstaat. De retentiekracht in P_1 zal dan dus groter moeten zijn dan die van M_1 .

Willen we nagaan hoe de onderlinge verhouding van de resulterende krachten op de pijlers C, P_1 en M_1 is, ten eerste wanneer er een negatieve kracht K, dus een trekkraft, en ten tweede wanneer er een positieve kracht F, dus een kauwkracht, op het distale gedeelte van de prothese uitgeoefend wordt, dan kunnen we deze resulterende krachten met behulp van enkele wetten uit de leer der mechanica in hun onderlinge verhouding berekenen.

Om de benodigde gegevens voor de berekening te verkrijgen, brengen we op de pijler-elementen van het model zwarte punten aan, evenals op de plaats van het uiteinde van het prothese-zadel. Met behulp van een glasplaatje op het model en daarop doorzichtig papier, kunnen we deze zwarte punten op het papier overbrengen, waardoor we de figuur kunnen tekenen, zoals dit in fig. 16 is weergegeven.

Voor het geval dat op het uiteinde van het prothese-zadel een trekkracht K wordt uitgeoefend, gelden in fig. 16 de volgende gegevens: $a = 10\frac{1}{2}$ mm, $b = 23$ mm, $c = 55$ mm, $x = 18$ mm, $y = 21$ mm.

Om de prothese op zijn plaats te houden, moet aan de evenwichtsvoorwaarden worden voldaan, of wel:

$$K_M \cdot y - K_P \cdot x = 0$$

$$K \cdot c - K_M \cdot a - K_P \cdot b = 0$$

$$K + K_C - K_M - K_P = 0$$

Horizontale krachten blijven buiten beschouwing.

Bovenstaande vergelijkingen leiden tot de volgende berekeningen:

$$K_P \cdot x = K_M \cdot y$$

$$K_P = \frac{y}{x} \cdot K_M = \frac{21}{18} K_M = 1,17 K_M$$

$$K_M \cdot a + K_P \cdot b = K \cdot c$$

$$10,5 \cdot K_M + 23 \cdot 1,17 \cdot K_M = 55 \cdot K$$

$$37,41 \cdot K_M = 55 \cdot K$$

$$K_M = 1,47 K$$

$$K_P = 1,47 \cdot 1,17 \cdot K = 1,72 K$$

$$K_C = K_P + K_M - K = 1,72 \cdot K + 1,47 \cdot K - K = 2,2 K$$

Voor een kauwdruk F op het uiteinde van het prothese-zadel gelden in fig. 17 de volgende gegevens:

$$p = 30\frac{1}{2} \text{ mm}, \quad q = 17 \text{ mm}, \quad a = 6\frac{1}{2} \text{ mm}, \quad b = 17 \text{ mm}, \quad c = 17 \text{ mm}.$$

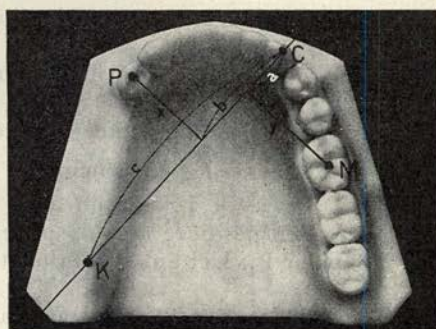
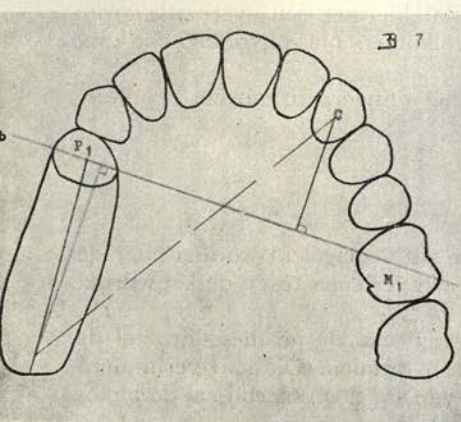
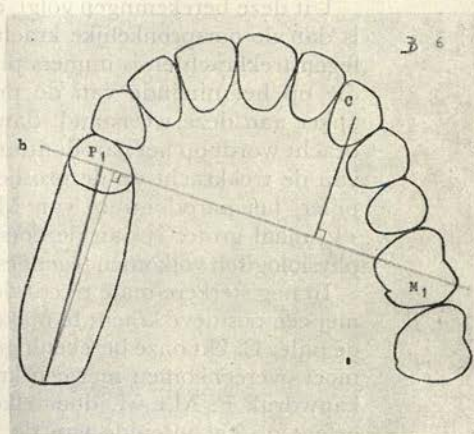
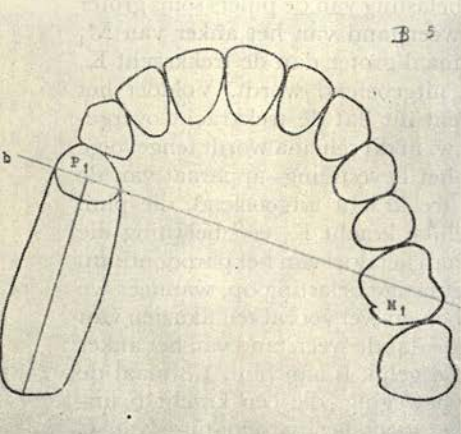
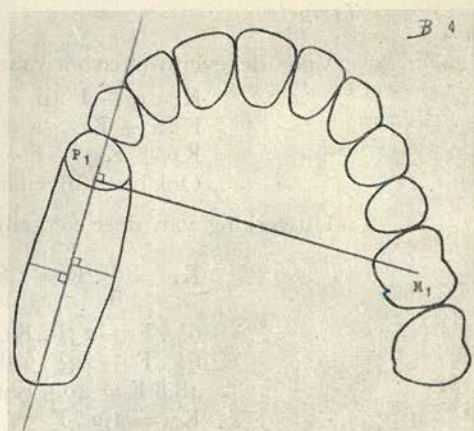
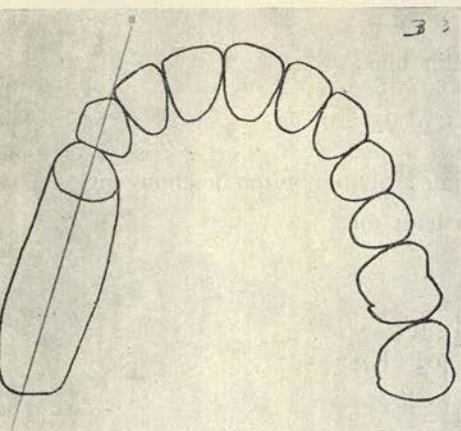


Fig. 16

Voor de evenwichtsvoorwaarden geldt hier:

$$K_C \cdot q - F \cdot p = 0$$

$$F \cdot a + K_C \cdot (a + b) - K_M \cdot (a + b + c) = 0$$

$$K_P + K_M - F - K_C = 0$$

Ook hier blijven horizontale krachten buiten beschouwing.

Uitwerking van deze vergelijkingen leidt tot:

$$K_C = \frac{P}{q} \cdot F = 1,8 \cdot F$$

$$6\frac{1}{2} \cdot F + 23\frac{1}{2} \cdot K_C = 40\frac{1}{2} \cdot K_M$$

$$6\frac{1}{2} \cdot F + 23\frac{1}{2} \cdot 1,8 \cdot F = 40\frac{1}{2} \cdot K_M$$

$$48,8 F = 40,5 K_M$$

$$K_M = 1,2 \cdot F$$

$$K_P = F + K_C - K_M = F + 1,8 \cdot F - 1,2 \cdot F = 1,6 F$$

Uit deze berekeningen volgt, dat de belasting van de pijlers soms groter is dan de oorspronkelijke kracht. De weerstand van het anker van M_1 tegen trekkrachten is immers plm. $1\frac{1}{2}$ maal groter dan de trekkracht K , die op het uiteinde van de prothese uitgeoefend wordt. Voldoet het anker aan deze weerstand, dan betekent dit dat de trekkracht overgebracht wordt op het parodontium, m.a.w. in dit schema wordt tengevolge van de trekkracht op de prothese, op het bevestigings-apparaat van de pijler, het parodontium van M_1 , een trekkracht uitgeoefend, die plm. $1\frac{1}{2}$ maal groter is dan de oorspronkelijke kracht K , een belasting die fysiologisch volkomen tegengesteld is aan het doel van het parodontium.

In nog sterkere mate treedt deze ongunstige belasting op, wanneer we met een positieve kracht te maken hebben en wel vooral ten aanzien van de pijler C. Uit onze berekeningen volgde dat de weerstand van het anker moet overeenkomen met een kracht, die gelijk is aan plm. 1,8 maal de kauwdruk F . M.a.w., door elke kauwbeweging, die een kracht F uitoefent op het uiteinde van de prothese, moet het parodontium van C weerstand bieden tegen een trekkracht op C, die 1,8 maal zo groot is. Wanneer wij ons de eerder besproken grootte van de kauwdruk realiseren, dan behoeft het geen nader betoog, dat hiermee een overmatig grote belasting van het parodontium, in volkomen niet-fysiologische zin, zal ontstaan.

Wij zullen hierop terugkomen bij het ontwerpen van het prothese-frame.

Fig. B 8. De samengevoegde lijnen.

Redenering en conclusies:

T.o.v. de rotatie-lijn a:

Een positieve kracht op de prothese zal voortgeleid worden naar de pijler P_1 . Het anker zal dus steun moeten verlenen tegen de kauwdruk.

P_1 : S (1)

Een positieve druk, buccaal of linguaal van de prothese-lijn, zal de prothese om de rotatie-lijn willen doen draaien. Dit kan verhinderd worden door de armen van het anker van P_1 , doch hierbij zal de biolo-

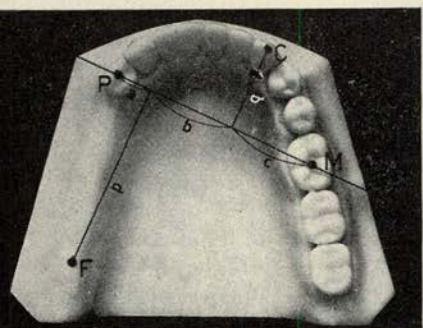


Fig. 17

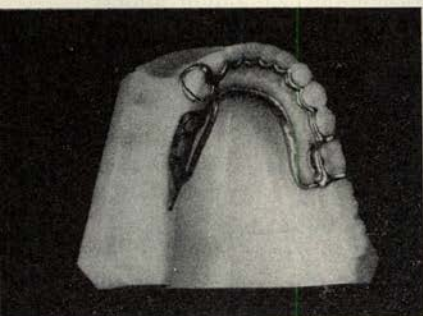
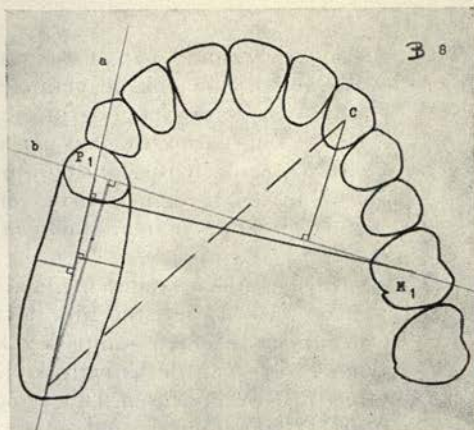


Fig. 18a

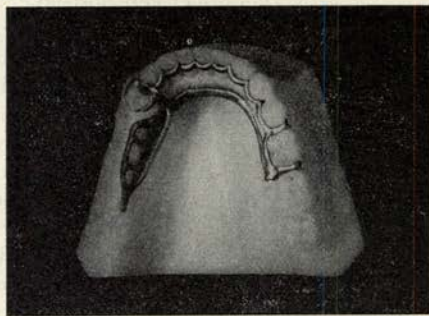
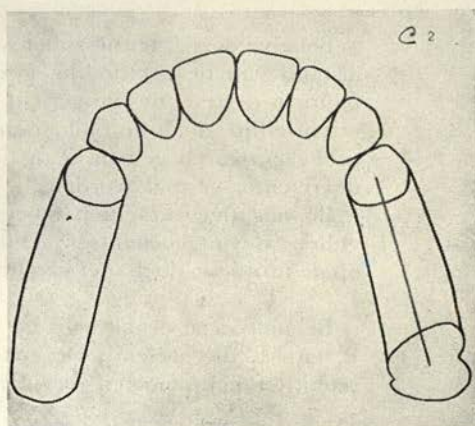
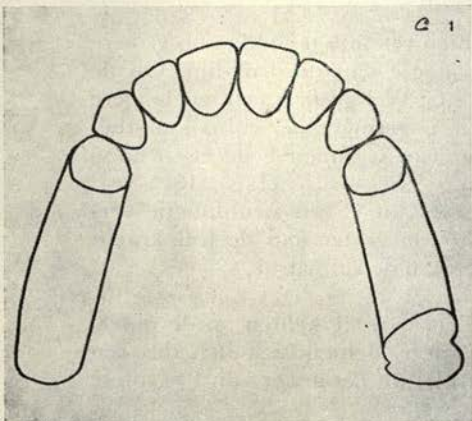


Fig. 18b



gische weerstand van het parodontium spoedig overschreden worden. We zullen dan ook de verankering tegen deze rotatie aan de andere zijde van de tandenboog moeten zoeken, en wel bij M_1 . Al naar de kracht buccaal of linguaal van de prothese-lijn aangrijpt, zal het anker van M_1 een retentie- of steun-functie moeten vervullen. Gezien het verschil in lengte van de druk- en trek-lijnen tegenover de retentie-lijn, kan de retentie- of steunkracht aanmerkelijk kleiner zijn dan de kauwdruk.

$$M_1: \quad s + r \quad (2)$$

Bij negatieve krachten t.o.v. deze rotatie-lijn zal de functie van het anker van M_1 dezelfde zijn, doch van een veel kleinere grootte, daar de negatieve krachten aanmerkelijk kleiner zijn dan de positieve krachten tengevolge van de kauwdruk. Deze functie kunnen we dan ook in (2) reeds verwerkt achten. De gevolgen van negatieve krachten ten opzichte van P_1 komen hierna nog ter sprake.

T.o.v. de rotatie-lijn b:

Ook M_1 zal steun moeten verlenen aan de rotatie-as die van P_1 naar M_1 verloopt, waarop de kauwdruk uitgeoefend wordt. $M_1: \quad S \quad (3)$

Tegenover een positieve kracht op het prothese-deel zal aan de andere zijde van de rotatie-as retentie gezocht moeten worden (hefboom van de 1e soort), om draaiing tegen te gaan. Deze retentie-kracht zou o.a. gezocht kunnen worden in de retentie-kracht van de armen van de ankers van P_1 en M_1 . Wordt het anker van P_1 zodanig aangelegd, dat de steun distaal en de retentie mesiaal ligt, dan werkt dit wel tegen de rotatie van de prothese, doch op het element zelf wordt dientengevolge eveneens een roterende kracht uitgeoefend, en wel naar distaal, waar het element geen enkele steun heeft. De biologische weerstandsgrens van het parodontium zal dan ook spoedig overschreden worden. Het anker van P_1 zal dan ook niet gebruikt mogen worden voor retentie tegen deze positieve kracht. Dit kan nog wel bij M_1 , omdat M_1 distaal gesteund wordt door M_2 , terwijl M_1 bovendien een grotere biologische weerstand kan bieden, door het grotere oppervlak van het parodontium. Het anker van M_1 zal dan ook zo mogelijk zodanig gelegd moeten worden, dat de retentie aan de mesiale zijde van het element ligt. Gezien de grote kracht die er uitgeoefend wordt, zal deze retentie groot dienen te zijn.

$$M_1: \quad R \quad (4)$$

Behalve deze retentie zullen we trachten retentie te vinden op grotere afstand van de rotatie-lijn, gezien de lengte van de druk-lijn. Op de figuur is de retentie-lijn gericht naar de C. Wel geeft I_1 een iets langere retentie-lijn, doch de biologische sterkte is geringer, terwijl ook esthetische bezwaren gelden. Aan het anker van C zullen hoge eisen t.a.v. de retentie gesteld worden.

$$C: \quad R \quad (5)$$

Bij negatieve krachten moet het anker van C een steunfunctie vervullen: de uitgeoefende kracht op C is wel groter dan de trek-kracht op de prothese, doch niet van de waarde van de kauwdruk.

$$C: \quad s \quad (6)$$

Behalve deze drukkracht op C worden er trekkrachten op de pijlers P_1 en M_1 uitgeoefend. De ankers van deze elementen zullen dus een retentie-functie moeten vervullen, waarbij aan het anker van P_1 grotere

eisen gesteld moeten worden dan aan dat van M_1 . Deze retentie-functie zal groter worden naarmate het prothese-deel langer wordt. In ons geval zullen we hieraan nog niet de waarde van de kauwdruk toekennen.

$$P_1 \text{ en } M_1: r \quad (7)$$

Samenvattend:

Pijlers:	P_1	M_1	C
(1)	S		
(2)		$s + r$	
(3)		S	
(4)		R	
(5)			R
(6)			s
(7)	r	r	
	<hr style="width: 50%; margin: 0 auto;"/>	<hr style="width: 50%; margin: 0 auto;"/>	<hr style="width: 50%; margin: 0 auto;"/>
	$S + r$	$S + R$	$s + R$

N.B. De retentie van het anker van M_1 dient mesiaal aangelegd te worden. De retentie van het anker van P_1 mag niet mesiaal aangebracht worden.

Wanneer wij deze gegevens thans willen gebruiken voor het ontwerpen van de partiële prothese, dan zullen we terug moeten grijpen op de uitkomsten, die onze berekeningen gaven. Wordt de prothese vast verankerd aan het restgebit, waarop de bovenstaande redenering berust, dan betekent dit dat bij kauwdruk de pijler C door trek-krachten zeer zwaar belast wordt, een belasting, die niet physiologisch is. Op de pijler M_1 wordt door dezelfde kauwdruk een roterende kracht naar distaal uitgeoefend door de retentie-arm van het anker. Bij trekkrachten wordt ook de pijler P_1 in niet-physiologische zin belast, zij het dan ook dat deze belasting van een geringere grootte zal zijn.

Om deze ongunstige belasting van de elementen te voorkomen zal men bij deze vorm van een partiële prothese gebruik moeten maken van een drukkbreker, waardoor het prothese-deel dus veel meer muceus gedragen wordt. Hierdoor zal automatisch de kauwdruk afnemen, overeenkomstig de gegevens die onderzoekingen naar de kauwdruk bij muceus gedragen prothesen hebben opgeleverd.

Op deze wijze zal men het restgebit kunnen sparen, zij het dan ook dat de muceus gedragen prothese niet physiologisch gesteund wordt. Aan de ankers kunnen thans minder hoge eisen gesteld worden wat betreft hun steun- en retentie-functie.

Het frame voor het model van fig. 18 (a en b) toont deze drukkbreker volgens Elbrecht, een vorm die tamelijk wel voldoet en minder kostbaar is dan de „Gelenke” van Biaggi, Beat Müller, Steiger, e.a., gecombineerd met een rotatie-gewricht aan de tegenoverliggende zijde van de tandenboog. Het doorlopende anker dient voor een groot deel ter versteviging van het starre gedeelte van de verankering, hoewel het tevens de steunfunctie van het anker voor de pijler C overneemt. Hoewel we de horizontale krachten buiten beschouwing

gelaten hebben, moge hier toch wel vermeld worden dat het doorlopende anker juist tegen deze horizontale krachten een belangrijke functie vervult. Door de verende verbinding van de drukkbreker vervalt de eis van de retentie van het C-anker.

(Wordt vervolgd)