

OORSPRONKELIJKE BIJDAGEN

*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

DOOR F. J. TEMPEL

Inleiding:

Tot de eisen die aan een partiële prothese gesteld moeten worden, behoort o.a. de voorwaarde dat het restgebit niet overmatig belast wordt. Een andere voorwaarde is dat de middelen tot bevestiging van de prothese aan het restgebit, de ankers, geen tandbederf veroorzaken. Bij het ontwerpen van een partiële prothese zal men met deze voorwaarden rekening moeten houden en een ondoelmatig ontworpen frame zal dan ook schadelijk kunnen zijn voor het restgebit, hetzij door overbelasting van het parodontium, hetzij door het verhogen van de kans op tandbederf.

Hoewel starre mathematische wetten in de prothetodontie telkens weer doorkruist worden door het biologische aanpassingsvermogen van de levende weefsels, toch zal men bij de vervaardiging van partiële protheses verstandig doen met deze wetten rekening te houden, om te voorkomen dat de grens van dit aanpassingsvermogen wordt overschreden, mede omdat deze grens bij de verschillende individuen sterk wisselend is en daarenboven niet met enige nauwkeurigheid vast te stellen. Wel is bekend dat de horizontale componenten van krachten die op de verschillende elementen worden uitgeoefend een ongunstige invloed op het parodontium hebben, terwijl de verticale component, de axiaal gerichte kracht, binnen biologische grenzen een gunstige, activerende invloed op dit weefsel heeft.

Het is daarom noodzakelijk dat men zich realiseert welke krachten in de mond een rol spelen, wat de invloed van deze krachten op de prothese is, welke bewegingen van de prothese door die krachten opgewekt en naar het restgebit voortgeleid worden. Hieruit zal men gevolgtrekkingen kunnen maken, die belangrijk zijn voor het ontwerpen van de verankering van de prothese.

Hoewel de meningen over de eventuele indrukbaarheid van de mucosa door de prothese-basis niet gelijk zijn, staat toch wel vast dat het zadel van een partiële prothese, dat min of meer door de mucosa gedragen wordt, onder invloed van de kauwdruk een beweging naar de kaak toe maakt. Zelfs al zou men veronderstellen dat de mucosa niet ingedrukt wordt, dan zal men toch door de resorptie van de processus alveolaris, na verloop van enige tijd met de mogelijkheid van een beweging van de prothese naar de kaak rekening moeten houden.

In de volgende delen van deze beschouwing zal de invloed van de *verticale* krachten nader geanalyseerd worden. Ter vereenvoudiging zullen we hierbij aannemen dat de horizontale krachten opgevangen en weerstaan worden doordat de prothese door de vorm van de processus alveolaris en door het aantal elementen van het restgebit zodanig op zijn plaats gefixeerd wordt, dat men van een „blokvorming” tegen horizontale krachten zou mogen spreken.

Aan het ontwerpen van een partiële prothese dient een analyse van het model vooraf te gaan. Voor deze analyse zal dikwijls gebruik gemaakt worden van de wetten uit de leer der mechanica. Volledigheids-halve zal daarom eerst een overzicht gegeven worden van de wetten, waarvan gebruik gemaakt is.

Daarna zullen enkele principiële eigenschappen van duw- en trek-ankers besproken worden, waarna aan de hand van een vijf-tal schema's van modellen, de analyse en het ontwerp voor een frame-prothese behandeld zullen worden.

Mechanica:

Krachten

Tot de krachten, die in de mond van een patiënt op een prothese worden uitgeoefend, behoren wel in de eerste plaats de krachten, die door de kauwspiermusculatuur opgewekt worden. De werkelijke *kauwkracht*, de kracht die door deze musculatuur opgewekt kan worden, is groter dan de *kauwdruk*, de kracht onder invloed waarvan ons voedsel stukgemaakt wordt. Deze *kauwdruk* wordt nl. begrensd door het pijngevoel van het parodontium, de mucosa en het periosteum. Nauwkeurige gegevens over de verhouding van de *kauwkracht* ten opzichte van de *kauwdruk* zijn nog niet bekend, doch men kan bij zichzelf op eenvoudige wijze constateren dat hier een verschil aanwezig moet zijn, door b.v. op een klein hard voorwerp te bijten. Men zal dan opmerken dat krachtig doorbijten op een zeker ogenblik pijn veroorzaakt, hoewel de spieren zelf nog niet hun maximale spanning bereikt hebben.

Verschillende onderzoekers hebben getracht de grootte van deze *k a u w d r u k* (dus te onderscheiden van de *kauwkracht*) te bepalen. De resultaten van deze onderzoeken lopen nogal uiteen, zodat een tamelijk groot verschil in de metingen opvalt. Bij deze onderzoeken is soms gebruik gemaakt van een gebrekkige apparatuur; ook het aantal proefpersonen is niet steeds voldoende groot. Hoewel deze uitkomsten dus niet erg betrouwbaar zijn, geven ze ons althans enige indruk van de orde van grootte van deze krachten.

	Black	Klaffenbach	Worner	Strenger
Gemiddeld . . .	77,6	56,7	49,9	50
Maximum . . .	158,7	97,5	88,4	100

De getallen geven de druk in kg., gemeten tussen M_1 van de onder- en bovenkaak, behalve de opgave van *S t r e n g e r*, die met deze getallen de druk, gemeten tussen M_2 t/m P_1 beiderzijds aangeeft. Geen der auteurs

vermeldt de druk per oppervlakte-eenheid. Alleen W o r n e r deelt mede dat hij bij een voorzichtige schatting tot een druk van plm. $17\frac{1}{2}$ kg/mm² komt.

Interessant zijn in dit verband de onderzoeken van B r u d e v o l d, die metingen verrichtte bij een prothesedragers onder omstandigheden, die meer fysiologisch waren dan bij de eerder genoemde auteurs. Volgens deze onderzoeken zou de kauwdruk, die onder normale omstandigheden uitgeoefend wordt, lang niet zo groot zijn als de waarden, die andere onderzoekers opgeven, zouden doen vermoeden. Volgens de metingen van B r u d e v o l d bereikt de kauwdruk op één element van de prothese slechts een waarde van 0,63—1,56 kg. Volgens zijn berekeningen bedraagt de druk per mm² 0,1—0,5 kg. De totale druk, die uitgeoefend wordt, is het grootst op de molaren, per oppervlakte eenheid is de druk het grootst op de praemolaren. B r u d e v o l d komt tot de conclusie dat wanneer de proefpersoon veel kracht nodig heeft voor het verkleinen van het voedsel, het aantal *kauwbewegingen* toeneemt, doch niet de druk.

Alle onderzoeken hebben uitgewezen, dat de kauwdruk daalt, wanneer door parodontopathiën, slechte articulatie-verhoudingen, grote caries-frequentie en dergelijke, ongunstige omstandigheden zijn ontstaan. De gegevens, die de onderzoekers hierover verstrekken, zijn zeer verschillend en het valt moeilijk hieruit nauwkeurige conclusies te trekken. Veronderstellend kan men aannemen dat de kauwdruk zowel bij ernstige parodontopathiën als bij totale prothesen afneemt tot 20—30% van de oorspronkelijke waarde. Vermoedelijk zal de kauwdruk van muco-dentaal gedragen partiële prothesen wat hoger zijn.

Door de bewegingen van de onderkaak en door de vorm van de elementen zullen we bij de kauwdruk rekening moeten houden met krachten, die zijn samengesteld uit twee horizontale en een verticale component.

Tegengesteld aan de richting van de kauwdruk zijn de krachten die door kleverige eigenschappen van het voedsel worden opgewekt. Wanneer men de kauwdruk als *positieve kracht*, d.w.z. naar de mucosa toe gericht, zou aanduiden, dan zou men deze *trekkrachten* als *negatieve krachten* kunnen beschouwen. In normale verhoudingen ligt de orde van grootte van deze trekkrachten aanmerkelijk beneden die van de kauwdruk.

Door het voedsel worden eventueel ook horizontale krachten opgewekt, doordat de spijsbrok tegen de tandenrij aandrukt, wanneer deze zich in het vestibulum of in het cavum oris proprium bevindt. In wezen worden deze krachten echter opgewekt door de spierkracht van tong, wang, lippen enz. We dienen dan ook met deze spierkracht rekening te houden bij een beschouwing van de krachten die in de mond werken; de richting van deze spierkracht kan zowel horizontaal als verticaal zijn. Een prothetische vervanging kan door deze kracht op zijn plaats gedruwd worden, in welk geval deze kracht een positief verticaal gerichte kracht genoemd kan worden. Ook kunnen toestanden voorkomen, waarin deze musculatuur de prothese van zijn onderlaag losmaakt (lipdruk, mondbodem). In dit geval is de kracht negatief verticaal gericht.

Door plotselinge veranderingen in de spanning van de spieren van de omgeving van de mondholte, die b.v. bij hoesten, slikken e.d. kunnen optreden, kan een plotselinge verandering van de atmosferische druk in de mondholte ontstaan. Hierdoor kunnen krachten ontstaan, waarvan men de uitwerking zou kunnen vergelijken met de uitwerking van de krachten van eerder genoemde mimische musculatuur. Behalve horizontale krachten kunnen hierdoor krachten zowel in positief als in negatief verticale richting ontstaan. Samenvattend zou men deze krachten *d u w - k r a c h t e n* kunnen noemen.

Tenslotte zal de *z w a a r t e k r a c h t* de bovenprothese van zijn onderlaag los kunnen maken, terwijl deze kracht de onderprothese mede op zijn basis houdt. Deze zwaartekracht, die afhankelijk is van de aard van het materiaal waarvan de prothese vervaardigd is en van de uitgebreidheid van de prothese, kan dus zowel in positief als in negatief verticale zin gericht zijn.

Men kan deze krachten, die in de mondholte een rol spelen en die van betekenis zijn voor de prothetische vervanging, indelen naar de grootte van de kracht en de richting van die kracht:

	Verticaal:		Horizontaal:
	positief	negatief	
kauwdruk	+++		++
trekkracht		+	
duwkracht	+	of +	+
zwaartekracht	+	of +	

(Door middel van het aantal *+*-tekens is getracht een verhouding van de orde van grootte van de krachten weer te geven).

Trekkrachten, tengevolge van zeer kleverige substanties als b.v. toffees, zijn bewust buiten beschouwing gelaten, daar deze versnaperingen voor een drager van een partiële prothese in het bijzonder taboe geacht kunnen worden.

In het verloop van de latere beschouwing zal het belang van deze onderverdeling blijken.

Zoals reeds in de inleiding medegedeeld werd, zullen de horizontale krachten buiten beschouwing gelaten worden. Zonodig kunnen de horizontale componenten van de kauwdruk verminderd worden door het restgebit in te slijpen en voor de prothetische vervanging elementen te gebruiken met een geringe knobbelhelling. Ten aanzien van de overige horizontaal gerichte krachten mag men misschien aannemen, dat de processus alveolaris, tezamen met het restgebit hiertegen voldoende weerstand biedt.

Wetten uit de leer der Mechanica

Van de wetten uit deze leer zal gebruik gemaakt worden, voorzover deze betrekking hebben op het samenstellen of ontbinden van krachten, momenten van krachten, evenwichtsvoorwaarden met daaruit voortvloeiende steunpunctreacties en hefboomen. Hoewel voor de lezer misschien overbodig, volgt hierna een kort overzicht van deze principes.

A. *Het samenstellen en ontbinden van krachten*

Volgens de eigenschappen van het parallellogram der krachten kunnen de beide krachten K_1 en K_2 , die in fig. 1 in het punt P aangrijpen, vervangen worden door de resultante K_R . Omgekeerd kan in fig. 2 de in P aangrijpende kracht K ontleed worden in twee krachten K_A en K_B .

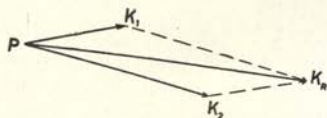


Fig. 1

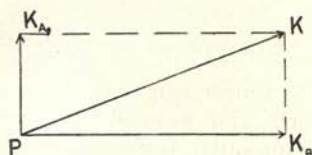


Fig. 2

B. *Moment van kracht*

Onder het moment van kracht ten opzichte van een punt verstaat men het product van die kracht en de loodrechte afstand van die kracht tot het punt. M.a.w. $\text{Moment} = \text{kracht} \times \text{arm}$. In fig. 3 is het moment $K \times a$.

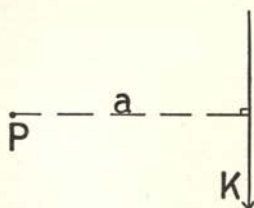


Fig. 3

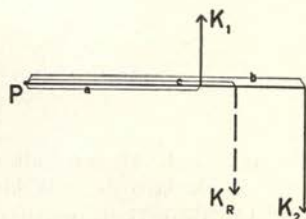


Fig. 4

Het moment van kracht kan gericht zijn overeenkomstig de richting van de wijzers van een uurwerk en heet dan positief. In het tegengestelde geval spreekt men van een negatief moment van kracht.

Werken meerdere momenten van kracht ten opzichte van een punt, dan mag men deze momenten vervangen door de som hiervan, volgens de z.g. momentstelling, dat de som van de momenten van enige krachten t.o.v. een willekeurig punt gelijk is aan het moment van de resultante van die krachten t.o.v. dat punt.

In fig. 4 b.v.: $K_2 \cdot b - K_1 \cdot a = K_R \cdot c$.

Wanneer wij ons een draadfiguur in een plat vlak denken, waarvan de draden in P samenkomen en daar onderling aan elkaar bevestigd zijn, dan kunnen wij ons voorstellen dat dit draadlichaam kan draaien in P om een as M, loodrecht op de draad c, gelegen in datzelfde platte vlak (fig. 5).

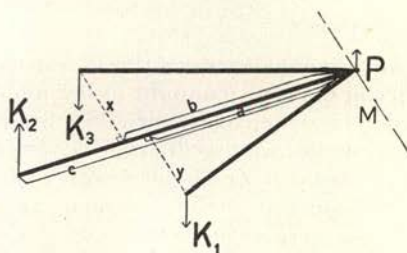


Fig. 5

De krachten K_1 en K_3 zullen niet alleen trachten het draadlichaam om de as M te doen draaien (momenten van kracht resp. $K_1 \cdot a$ en $K_3 \cdot b$) doch ook om c (momenten van kracht $K_1 \cdot y$ en $K_3 \cdot x$). De draaiing om de as M wordt tegengewerkt door K_2 , terwijl de draaiing om c door de kracht K_1 tegengewerkt wordt door de kracht K_3 .

C. Evenwichtsvoorwaarden

Wanneer een balk, door krachten belast, op twee punten gesteund wordt, dan kunnen we berekenen hoe groot de kracht is, die op deze steunpunten wordt uitgeoefend, door gebruik te maken van de z.g. evenwichtsvoorwaarden. Deze zijn:

1. de som van alle momenten t.o.v. een willekeurig punt moet nul zijn;
2. de som van alle verticale krachten moet nul zijn;
3. de som van alle horizontale krachten moet nul zijn.

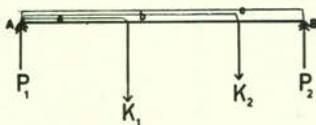


Fig. 6

In fig. 6 stelt AB een balk voor, gesteund op de punten P_1 en P_2 . Het eigengewicht van de balk laten we gemakshalve even buiten beschouwing. Op deze balk wordt een belasting uitgeoefend door K_1 op een afstand a van A en door K_2 op een afstand b van A. De afstand van de beide steunpunten is c . Als willekeurig punt nemen we A aan. Voor de evenwichtsvoorwaarden geldt thans:

1. de som van de momenten van kracht t.o.v. A moet 0 zijn:

$$K_1 \cdot a + K_2 \cdot b - P_2 \cdot c = 0$$
2. de som van alle verticale krachten moet 0 zijn:

$$K_1 + K_2 - P_1 - P_2 = 0$$
3. horizontale krachten zijn niet aanwezig.

Uit de bovenstaande vergelijkingen zijn P_1 en P_2 te berekenen.

D. Hefbomen

Het eenvoudigste voorbeeld van een hefboom is wel de weegschaal. Hierbij ligt het steunpunt in het midden en de beide armen aan weerszijden hiervan. Noemt men de gewichten de kracht en het te wegen voorwerp de last, dan geldt voor een evenwicht dat $\text{kracht} \times \text{krachtarm} = \text{last} \times \text{lastarm}$. Zijn bij de weegschaal de armen even lang, ook voor andere hefboomen, waar deze armen een verschillende lengte hebben, geldt dezelfde evenwichtsvoorwaarde.

Ligt het steunpunt in het midden en de kracht en last aan weerszijden daarvan, dan spreekt men van een hefboom van de eerste soort (fig. 7a).

Ligt de last in het midden en het steunpunt en de kracht aan weerszijden daarvan, dan spreekt men van een hefboom van de *tweede* soort (fig. 7b).

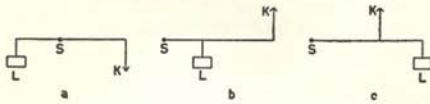


Fig. 7

Als een voorbeeld hiervan kan de kruiwagen dienen.

Bij de hefboom van de *derde* soort, die wij in onze beschouwingen echter niet zullen gebruiken, ligt de kracht in het midden en de steun en de last aan de uiteinden (fig. 7c). De onderkaak wordt soms als een dergelijke hefboom beschouwd.

De bevestiging van de partiële prothese aan het restgebit

Aan een partiële prothese, die aan het restgebit verankerd wordt, kan men twee delen onderscheiden, n.l. het *prothese-gedeelte*, het middel dat dient om het gemutleerde gebit weer aan te vullen en het *bevestigings-gedeelte*, waarmede de prothese aan het restgebit verbonden wordt, dus de ankers. (In navolging van de Decker zullen we het woord „klammer” liever vervangen door het woord „anker”, niet alleen omdat „klammer” een germanisme is, doch ook omdat het woord „anker” de functie van dit bevestigingsmiddel beter weergeeft.)

Het bevestigingsgedeelte zal niet alleen moeten dienen om de prothese te verankeren, doch evenzeer om het restgebit te steunen tegen eventuele destructieve krachten (overbelasting, horizontale krachten, kipkrachten e.d.). Om de cariesbevorderende eigenschappen van het bevestigingsgedeelte zoveel mogelijk tegen te gaan, moet dit gedeelte beperkt blijven tot het uiterst noodzakelijke en bovendien moet het goed gefixeerd zijn opdat schuiven en schuren voorkomen wordt. Het metaal moet uitstekend gepolijst zijn, terwijl van de patiënt een uiterste zorg voor de mondhygiëne geëist dient te worden. In aesthetisch opzicht is de apparatuur veelal storend, zodat het bevestigingsgedeelte zo weinig mogelijk zichtbaar moet zijn.

Wanneer men de z.g. attachments en Geschiebe buiten beschouwing laat wegens de daaraan verbonden kosten, kan men de ankers, zoals die veelal gebruikt worden, onderscheiden naar hun vorm. De meest gebruikte vorm is het bekende 3-armige anker, dat echter niet altijd toegepast kan worden wegens de vorm en de stand van de pijler-elementen. Hierdoor zijn er verschillende modificaties ontworpen, die vooral door The Ney Co. op een overzichtelijke wijze zijn behandeld en gepubliceerd, terwijl daarnaast ook nog andere anker-vormen bekend gemaakt zijn (o.a. door Elbrecht, Thielmann, e.a.). Met een kleine

wijziging in vorm en benaming mogen de onderstaande vijf voorbeelden gelden als de prototypes van deze ankervorm (fig. 8).

- het 3-armige anker (a)
- het gedeelde anker (b)
- het gecombineerde anker (c)
- het teruggrijpanker voor praemolaren (d) en molaren (e)
- het ring-anker (f).

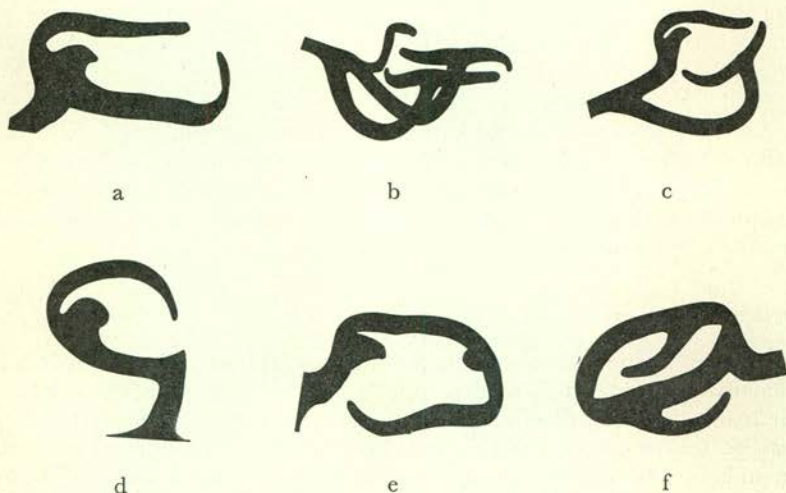


Fig. 8

De retentie van het anker ontstaat doordat een deel van het anker aanligt op het ondersneden gedeelte van het pijler-element. Met behulp van een afschrijf-apparaat, de parallelometer („surveyor”) kan het ondersneden gedeelte van de pijler-elementen aangegeven worden (fig. 9 a,b,c). Het gedeelte aan de occlusale kant van de door de parallelometer aangegeven lijn, de *meetlijn* (L. V. A r n o l d), noemt men het *steungedeelte*, het cervicaal van de meetlijn gelegen deel, het *retentiegedeelte* (fig. 10).

Dienovereenkomstig kan men aan het anker naast het ankerlichaam, de steun- en retentie-gedeelten van de ankerarmen onderscheiden (fig. 11).

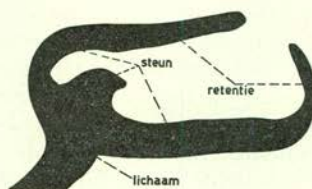
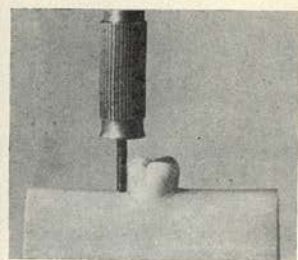
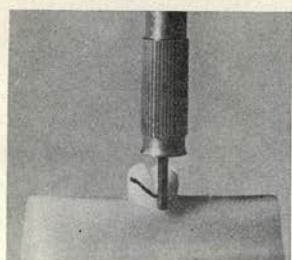


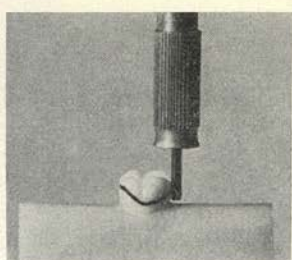
Fig. 11



a



b



c

Fig. 9

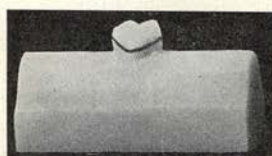


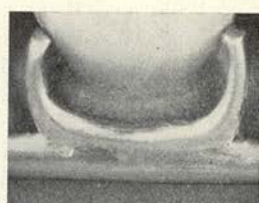
Fig. 10



C



L



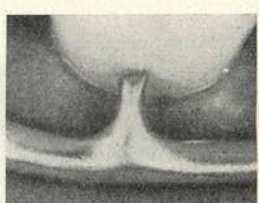
U



S



T



I



R

Fig. 12

Het grote nadeel van deze ankers is dat ze een uitgebreid contact hebben met de pijlerelementen, waardoor het gevaar van optreden van caries aanzienlijk wordt vergroot. Ook komt het nogal eens voor dat het door de vorm en de stand van een pijlerelement moeilijk, zo niet onmogelijk is, met een van deze ankers voldoende retentie voor de partiële prothese te verkrijgen.

Een in het algemeen minder gebruikte, doch zeker niet minder bruikbare vorm is de z.g. R o a c h-verankering. Het valt uitermate te betreuren dat R o a c h, die zeer grote verdiensten voor de tandheelkunde heeft, vooral wat de partiële prothese aangaat, zijn inzichten, ontwikkeld in zijn langdurige tandheelkundige loopbaan, niet in een studieboek heeft vastgelegd. Zijn publicaties zijn eigenlijk ook weinig talrijk, wanneer men in aanmerking neemt dat hij mede beschouwd kan worden als een van de grondleggers van de moderne, uit één stuk gegoten, partiële prothese. De gegevens van zijn systeem van de „bar clasped partial denture” moet men dan ook hoofdzakelijk putten uit verslagen van demonstraties en voordrachten over dit onderwerp, tenzij men zo gelukkig geweest is van hem persoonlijk instructies te hebben gekregen.

Aan zijn verankeringssysteem liggen een vijftal eisen ten grondslag, waaraan elk der ankers afzonderlijk en de prothese in zijn geheel, moet voldoen. R o a c h is bij het ontwerpen van zijn systeem blijkbaar uitgegaan van de gedachte dat het gewenst is, dat de ankers een minimaal contact met de pijlers moeten hebben, om daardoor de caries-bevorderende eigenschappen van de ankers te verminderen. Hij tracht dan ook zo veel mogelijk te bereiken dat de ankers slechts een *puntvormig contact* met de pijlerelementen hebben.

Daar het ontstaan van caries door de ankers bevorderd wordt door hun beschadigende werking, zullen de ankers zo weinig mogelijk mogen bewegen, wanneer de partiële prothese op de een of andere wijze belast wordt. R o a c h noemt dit „fixation”.

De ankers moeten zodanig aangelegd worden dat ze in rust volkomen passief zijn, terwijl ze bij positief verticale belasting niet van de elementen mogen gaan afstaan. Om te voorkomen dat de prothese onder invloed van de kauwdruk beneden het occlusale niveau komt, moeten de ankers van stevige occlusale steunen voorzien zijn. Dit zijn de eisen, die R o a c h tezamen „stabilisation” noemt.

Worden de ankers geactiveerd door belasting van de prothese, dan zullen de krachten, die de onderdelen van de ankers op het pijlerelement uitoefenen, tegengesteld aan elkaar gericht moeten zijn, opdat de resulterende kracht geen verkeerde belasting op dit element uitoefent. De partiële prothese mag geen orthodontisch apparaat zijn. R o a c h noemt dit de eis van de „reciprocation”.

De ankers moeten de prothese voldoende retentie („retention”) geven, doch ze mogen in aesthetisch opzicht niet storend zijn.

Behalve deze fundamentele eisen, stelde R o a c h nog een lijst van een 40-tal punten samen, „my partial denture creed”, waarin hij nog verdere voorwaarden voor de vervaardiging van een partiële prothese noemt. De bespreking hiervan zou echter in dit bestek te veel ruimte vragen.

Een beschouwing van de anatomische vorm van de elementen, speciaal van de molaren en praemolaren, heeft R o a c h tot de conclusie gebracht, dat in het algemeen de mesiale en de distale hoeken van de elementen, onder de meetlijn, de gunstigste ondersnijdingsgedeelten zijn voor het retentie-anker. In tegenstelling tot de omarmings-ankers, zoals die door The Ney Co. beschreven zijn, vatten de Roach-ankers niet van occlusaal af aan, doch van cervicaal af. Hiermede bereikt R o a c h dat het grootste deel van de door hem ontworpen ankers slechts een puntvormig contact met de elementen maakt.

Deze Roach-ankers kunnen we beschouwen als meer of minder gebogen staafjes, die in hun vorm enigszins overeenkomen met letters. De vijf basisvormen, die R o a c h ontwierp, duidde hij daarom aan met letters, n.l. T, U, L, I, C. Later breidde hij deze combinatie nog uit met de letters S en R (ook wel 7-anker genoemd), waardoor het „woord” CLUSTIR gevormd kon worden. Deze zeven ankers, die in fig. 12 zijn afgebeeld (soms moet men ze zich in spiegelbeeld denken, om zich de letters te kunnen voorstellen), zijn de zeven prototypes van de Roach-verankering, waarmede men met kleine modificaties een ruime toepassingsmogelijkheid kan vinden.

Daar de veerkracht van het anker afhankelijk is van de dikte of de lengte van de anker-arm, kan men de retentie of steun groter of kleiner maken. Men kan hiermede dus rekening houden in verband met een kleinere of grotere ondersnijding van de pijlerelementen.

Wanneer we nu deze beide systemen van verankering met elkaar vergelijken, dan blijkt dat de twee anker-vormen een aantal opvallende verschillen hebben, niet alleen in hun reeds eerder beschreven vorm, doch ook in hun eigenschappen.

Bij het omarmings-anker worden de positieve verticale krachten door middel van de occlusale steun en de steungedeelten van de anker-armen op het pijler-element overgebracht. Daar dit steungedeelte van het anker een groot deel van het element omvat, wordt het element bijna axiaal belast en gunstig gesteund door het anker.

Door het Roach-anker wordt de positief verticale kracht alleen overgebracht door een occlusale steun, die in de meeste gevallen slechts op één der marginale randen van het pijler-element aangrijpt. Hierdoor wordt het element dus minder gunstig belast, daar het aangrijppingspunt van de kracht verder buiten de axiale as van het element ligt en het moment van kracht daardoor groter wordt. Tenzij men dus voorzorgsmaatregelen neemt, is de kans van kippen van het pijlerelement bij de Roach-verankering groter, en de steunfunctie van het Roach-anker is kleiner.

Behalve dit verschil ten opzichte van de positieve verticale krachten zien we nog verschillen naar voren komen, wanneer we de ankers in hun functie ten opzichte van de negatieve verticale krachten, de trekkrachten, met elkaar vergelijken.

In het algemeen gesproken ligt het ankerlichaam van de „Ney”-ankers *boven* de meetlijn; bij de „Roach”-verankering ligt het ankerlichaam *onder* de meetlijn. Wanneer men zich voorstelt dat de trekkrachten die de prothese van de basis los willen maken, via het ankerlichaam

naar het anker overgebracht worden, dan is de volgorde bij het „Ney“-anker: kracht-ankerlichaam-(meetlijn)-retentiedeel. Daar het ankerlichaam boven de meetlijn ligt, wordt het retentiedeel over de meetlijn *getrokken*. Bij de verankering volgens R o a c h ligt het ankerlichaam onder de meetlijn en de volgorde is thans: kracht-ankerlichaam-retentiedeel-(meetlijn). Het retentiedeel wordt vóór het ankerlichaam over de meetlijn *geduwd*. Op grond van dit onderscheid kan men de ankers verdelen in *trek- en duw-ankers*.

Ook in hun retentie-eigenschappen blijken verschillen te bestaan, die we kunnen aantonen in een schematische figuur (fig. 13). Stellen we ons

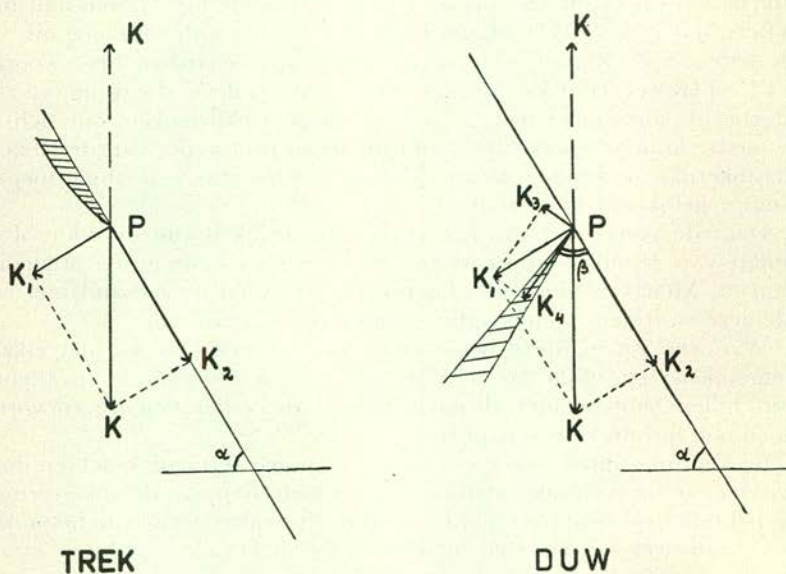


Fig. 13

voor dat het ondersneden gedeelte van een kroon, dat dus onder de meetlijn ligt, een hoek α vormt met het horizontale vlak. Het uiteinde van een trekanker (omarmings-anker) ligt in P als een vlakje tegen het element. Door de trekkracht, die op de prothese uitgeoefend en door de ondersnijding van het pijler-element weerstaan wordt, wordt een tegengestelde kracht opgewekt, een reactie-kracht K , die op het anker werkt. Wanneer we deze kracht ontbinden, dan vinden we een kracht K_1 , die loodrecht op het retentiedeel van het anker gericht is en die het retentiedeel dus losmaakt van zijn basis. De grootte van deze kracht is $K \cdot \cos \alpha$. De kracht K_2 is langs het vlak gericht en veroorzaakt in het metaal een trekspanning.

In de figuur van een duw-anker van een element met een zelfde ondersnijdingshoek α , waarbij het duw-anker een hoek β vormt met het vlak

waartegen het rust, vinden we na ontbinding van de kracht K een kracht K_1 en bij verdere ontbinding een kracht K_4 , die een drukspanning in het metaal opwekt en een kracht K_3 , die loodrecht op het anker gericht is. De grootte van deze kracht K_3 is $K \cdot \cos \alpha \cos \beta$.

De kracht K en de hoek α kunnen door ons niet beïnvloed worden, tenzij wij de prothese of de kroon van vorm zouden veranderen. De hoek β , die het duwanker met het oppervlak van de pijler maakt, kunnen we echter wel willekeurig bepalen, zij het dan binnen zekere grenzen. Daar de vorm $\cos \beta$ varieert van 1—0, naarmate de hoek β varieert van 0° — 90° , zal de retentie van het duwanker groter zijn, naarmate de hoek, die dit anker met het ondersnijdingsvlak van de pijler maakt, dichter bij 90° ligt. Immers, daardoor wordt de waarde $K_3 = K \cdot \cos \alpha \cos \beta$ kleiner, waardoor het anker minder gemakkelijk van zijn basis losgetrokken wordt, terwijl de duwspanning in het metaal vergroot wordt. (Laat men de hoek groter worden dan 90° , dan neemt de waarde van de component K_3 weer toe. Deze waarde is het grootst wanneer de hoek 180° is en is dan gelijk aan de waarde van de component K_1 van het trek-anker. Men zou het trek-anker dan ook een grotere retentie kunnen geven, door het uiteinde van dit anker een hoek met het retentievlak van het element te laten maken, ware het niet dat dit praktisch een zeer bezwaarlijke modificatie zou zijn.)

Uit deze schematische opstelling blijkt dus dat de retentie-mogelijkheid van het duw-anker groter is dan bij de trek-ankers, tengevolge van het feit dat het duw-anker een hoek maakt met het ondersnijdingsvlak van het pijler-element en dat in dit anker een duw-spanning optreedt. Een gevolg van deze eigenschap is dat men met deze verankeringsvorm ook bij minder gunstig gevormde elementen dikwijls nog voldoende retentie voor de verankering van de partiële prothese kan vinden, ook daar waar men dit met het trek-anker (omarmings-anker) niet kan bereiken.

Een nadeel van de duw-verankering is dat de ankers de rand van de gingiva, dus bij het cervicale deel van de elementen, moeten passeren, waardoor bij onvoldoende mondhygiëne de kansen op parodontopathieën aanmerkelijk vergroot worden. Een ander nadeel is dat de technische uitvoering veel aandacht vereist. Deze techniek is niet moeilijker, doch de plaats van de ankers moet uitermate zorgvuldig bepaald worden. Voor een werkelijk correcte uitvoering van omarmings-ankers dient men echter bij het aangeven van de plaats van de ankers evenzeer een grote zorgvuldigheid te betrachten.

Samenvattend komen we thans tot de volgende opstelling:

	Trek-ankers („Ney“-ankers)	Duw-ankers („Roach“-ankers)
Toepassing	beperkt	bijna onbeperkt
Caries bevorderende eigenschappen	groot	minder groot
Retentie	matig	zeer goed

	Trek-ankers („Ney“-ankers)	Duw-ankers („Roach“-ankers)
Steun	goed	matig
Aesthetisch	onvoldoende	voldoende
Techniek	eist zorgvuldigheid	eist grote zorgvuldigheid

(Bij een nauwkeurige beschouwing van de ankers blijkt, dat de „Roach“-ankers niet alle duw-ankers zijn. Met name geldt dit voor het C-, S- en R-anker, die wat de retentie betreft, eigenschappen hebben die met trek-ankers overeen komen. Daarentegen kunnen, onder bepaalde omstandigheden, het gedeelde en het gecombineerde anker volgens het Ney-systeem retentie-eigenschappen hebben, die met duw-ankers overeenkomen).

(Wordt vervolgd)