

PDF hosted at the Radboud Repository of the Radboud University Nijmegen

The following full text is a publisher's version.

For additional information about this publication click this link.

<http://hdl.handle.net/2066/79781>

Please be advised that this information was generated on 2018-10-18 and may be subject to change.



Conventionele verankering van frameprothesen

Aan de verankering van een frameprothese worden mechanische en biologische eisen gesteld. Daarnaast speelt een frameprothese een rol in een occlusale interface via de verankering en de prothese-elementen. Bij de mechanische aspecten zijn alle starre delen van een frameprothese van belang. Het zijn echter voornamelijk de minor connectors en stugge delen van de ankers die door frictie met de proximale geleidingsvlakken van de pijlerelementen voor stabiliteit en retentie zorgen en niet zozeer de retentiearmen, die na verloop van tijd vaak minder effectief worden doordat ze gaan afstaan. Wat de biologische aspecten betreft treden comfort en mogelijkheid tot reinigen op de voorgrond. Beide worden bewerkstelligd door reductie van het aantal onderdelen dat de marginale gingiva kruist, zoals minor connectors en inframeetlijnankers (Roach-ankers). In de occlusale interface is het van belang dat er geen interferenties in occlusie en in de articulatietrajecten worden geïntroduceerd door de verankering of de prothese-elementen.

Keltjens HMAM, Witter DJ, Creugers NHJ. Conventionele verankering van frameprothesen

Ned Tijdschr Tandheelkd 2009; 116: 655-663

Inleiding

De verankering van een frameprothese kan worden opgevat als interface tussen de partiële gebitsprothese en de dentitie, in het bijzonder de pijlerelementen waaraan de partiële gebitsprothese is verankerd. Met het begrip interface wordt het raakvlak tussen 1 of meer anatomische of functionele entiteiten bedoeld, zoals bevestigingscementoortje kan worden opgevat als interface tussen een geprepareerd gebitselement en een kroon.

Een frameprothese wordt gemaakt met het doel om ontbrekende gebitselementen te vervangen. De verankering, de interface, heeft enerzijds ten doel de frameprothese gedurende een lange termijn in voldoende mate te stabiliseren en daarmee aan de gebitsfuncties bij te dragen. Anderzijds heeft deze ten doel de dentitie, in het bijzonder de pijlerelementen, te beschermen door de belasting op de pijlerelementen zo gunstig mogelijk te doen zijn. De verankering van een frameprothese heeft dus enerzijds biologische aspecten in relatie tot de dentitie, anderzijds mechanische aspecten in relatie tot de frameprothese zelf.

Een frameprothese maakt ook deel uit van een andere, namelijk de occlusale interface (Klineberg en Stohler, 2003; Sessle, 2003). In engere zin is de occlusale interface te beschouwen als het raakvlak tussen de dentitie van onder- en bovenkaak. In ruimere zin is de occlusale interface op te vatten als een functionele en anatomische identiteit die belangrijke componenten van het orofaciale systeem verbindt, zoals de dentitie en het alveolair bot, het kaakgewricht en de (kauw)musculatuur (Sessle, 2003). De occlusale inter-

face wordt positief beïnvloed door de frameprothese als prothese-elementen de occlusie in kwalitatieve of kwantitatieve zin verbeteren en daardoor bijdragen aan de gebitsfuncties. De occlusale interface wordt negatief beïnvloed door een frameprothese als door de verankering of door de opgestelde prothese-elementen, occlusale interferenties (stoornissen) optreden. Ook wat betreft de occlusale interface, heeft de verankering van een frameprothese dus zowel biologische aspecten, door een mogelijke invloed op de occlusie, als mechanische aspecten, omdat een goede verankering bijdraagt aan de stabiliteit van de occlusie in de tijd.

Verankering van frameprothesen met gegoten metalen ankers wordt ook wel conventionele verankering genoemd. Dit artikel gaat in op conventionele verankering. Mogelijkheden voor (extra) retentie door middel van implantaten en (semi)precisieverankering blijven buiten beschouwing.

Voor een verklaring van de gebruikte termen wordt verwezen naar de tabellen 1 en 2.

Mechanische aspecten interface frameprothese - dentitie

Tussen een schakelframe- en een vrij-eindigende frameprothese bestaat in functioneel opzicht een essentieel verschil. Een schakelframeprothese steunt volledig op de dentitie en zal bij belasting op het zadel in principe nauwelijks bewegen, op voorwaarde dat de verankering adequaat is. Daarom kan een schakelframe als redelijk comfortabel worden ervaren en bijdragen aan herstel van occlusie en gebitsfuncties. Bij een vrij-eindigende frameprothese is de situatie anders. Doordat er maar aan 1 zijde van het zadel steun is op pijlerelementen en aan de andere zijde steun op de mucosa, kan de frameprothese kantelen bij een verticaal gerichte druk op het zadel. In theorie is deze kanteling om de positieve kantellijn die loopt door de dichtst bij het (de) zadel(s) gelegen occlusale steun(en) (tab. 1). Door deze kanteling is de occlusie minder stabiel en geeft de gebitsprothese minder comfort. Daarbij kan deze kanteling wrikkende krachten op de pijlerelementen uitoefenen en ontstaat het risico van niet-fysiologische belasting. Een analoge redenering kan worden gevolgd voor verticaal gerichte 'trek' aan het zadel. In dat geval vindt kanteling in theorie plaats om de negatieve kantellijn, die loopt door de verst van het (de) zadel(s) gelegen occlusale steun(en). Bij grotere krachten komt de frameprothese los. Om het risico daarop te beperken wordt wel aanbevolen indirecte retentie aan te brengen (Phoenix et al, 2003). Indirecte retentie kan worden gerealiseerd door het aanbrengen van een extra occlusale steun op een pijler zo ver mogelijk van het zadel. Hiervoor is echter een extra 'minor connector' nodig. Deze loopt vanaf de 'major connector' naar het pijlerelement en passeert derhalve de marginale

Positieve, respectievelijk negatieve kantellijn	De lijn waarom een vrij-eindigende frameprothese kantelt bij verticaal gerichte druk op het zadel door de dichtst bij het zadel gelegen steunpunten, respectievelijk bij verticaal gerichte trek aan het zadel door de verst van het zadel afgelegen steunpunten
Indirecte retentie	Extra retentie door een extra occlusale steun, aangebracht op een mesiaal gelegen gebitselement om retentie en stabiliteit van een vrij-eindigende frameprothese te vergroten bij verticaal gerichte trek aan een zadel
Inzetrichting	Richting van de beweging van de starre delen van een frameprothese vanaf het eerste contact met de pijlerelementen tot de prothese op zijn plaats is gekomen (is gelijk aan de uitneemrichting)
Meetlijn	Grootste omtrek van een pijlerelement, gezien vanuit een bepaalde richting (meestal in relatie tot de gewenste inzet- of uitneemrichting)
Geleidingsvlakken ('guiding planes')	(Approximale) vlakken van gebitselementen, evenwijdig aan de inzetrichting, waarlangs de prothese wordt geleid bij indoen en uitnemen
Reciproque omarming	Wederkerige omarming door een stugge steunarm die de druk opvangt die op een pijlerelement wordt uitgeoefend door activiteit van de retentiearm (om wikkende bewegingen van het pijlerelement te voorkomen)
Reciproque retentie	Wederkerige retentie waarbij de retentiearmen in de linker en rechter kaakhelft dusdanig zijn verdeeld dat de uitgeoefende retentiekrachten op de pijlerelementen van beide kaakhelften tegengesteld zijn

Tabel 1. Enige begrippen met betrekking tot de verankering van frameprothesen.

gingiva, waardoor de kans op parodontale aandoeningen en voedselimpactie toeneemt.

De dynamiek van de optredende krachten bij een frameprothese op de dentitie wordt voornamelijk bepaald door inzet- en uitneemrichting, steun op de pijlerelementen en belasting van de prothese-elementen. De verankering door middel van retentiearmen speelt hierbij eveneens een rol. Het staat evenwel ter discussie of de retentie van een frameprothese vooral door middel van retentiearmen wordt bereikt; retentiearmen gaan vaak na verloop van tijd afstaan (Keltjens et al, 1997). Afhankelijk van het type verankering treedt dit op bij 50%

(suprameetlijnankers; Ney-ankers) tot 70% (inframeetlijnanker; Roach-ankers). Bij dit laatste type was na verloop van tijd bij 30% van de gevallen meer dan 0,5 mm ruimte tussen het eind van de retentiearm en het pijlerelement ontstaan (Keltjens et al, 1997). Kennelijk zijn er naast de retentiearmen ook andere onderdelen van de frameprothese die zorgen voor retentie en stabiliteit. Waarschijnlijk is frictie door contact van stugge metaaldelen - zoals minor connectors en steunarmen - met het gebitsoppervlak hiervoor grotendeels verantwoordelijk (tab. 3). Dit zogenaamde 'schuifladeprincipe' wordt bewerkstelligd door de zogeheten proximale geleidings-

Onderdeel	Omschrijving en belangrijkste functie
Major connector	Stugge links-rechtsverbinding van de frameprothese, die zorgt voor 'cross-arch stabilisation' (naar de contralaterale zijde overbrengen van krachten op de pijlerelementen)
Minor connector	Metaal deel dat een anker met de rest van de frameprothese verbindt, namelijk met het metaal van het zadel of met de major connector
Anker	Metaal deel van de frameprothese dat de verbinding vormt tussen frameprothese en pijlerelement waarmee de krachten die op de zadels worden uitgeoefend worden overgebracht op de pijlerelementen <ul style="list-style-type: none"> - Occlusale steun Deel van het anker dat aanligt in de steunfossa gelegen op het occlusale, palatinale of incisale vlak van het pijlerelement en zorgt voor steun bij belasting in verticale zin - Retentiearm Flexibele ankerarm die eindigt in de ondersnijding van een pijlerelement en weerstand biedt tegen het verplaatsen van de frameprothese bij verticaal gerichte druk of trek - Steunarm (omarmingsarm) Starre ankerarm die tegenover de retentie-arm op het pijlerelement ligt en weerstand biedt aan de krachten uitgeoefend door de retentiearm
Zadel	Deel van de frameprothese dat afwezige gebitselementen, bot en weke delen vervangt en bijdraagt aan functieherstel <ul style="list-style-type: none"> - Zadelraster Metalen raster in het zadel vanaf de major connector dat zorgt voor stevigheid van het zadel - Prothese-elementen Elementen van kunststof, porselein of metaal, die bijdragen aan herstel van gebitsfuncties, zoals esthetiek, kauwvermogen en occlusale of mandibulaire stabiliteit - Kunststof zadel Deel van het zadel dat zorgt voor de bevestiging van de prothese-elementen, delen van de processus alveolaris vervangt, bijdraagt aan het functioneel comfort en bij een vrij-eindigende frameprothese mucosale steun geeft - Afsluitrand Metalen verdikking van de major connector bij de overgang naar het zadel die zorgt voor mechanische retentie van de kunststof aan het metaal

Tabel 2. De onderdelen van een frameprothese en de belangrijkste functies ervan.

Aspect	Criteria	Actie/maatregel voor verankering
Steun: stabiliteit in verticale richting	- Vormgeving en pasvorm occlusale steunen in occlusale fossae en handhaving van deze relatie	- Occlusale steunen in occlusale steunfossae - Zelfcenterende steunfossae - Axiale belasting op pijlerelementen - Optimale afstand tussen positieve en negatieve kantellijn
	- Steun door het zadel (bij vrij-eindigende frameprothese)	- Adequaate mucosale steunoppervlak - Indirecte retentie - Goede passing zadelgedeelte (relining) - Beperking zadelbelasting door beperking aantal prothese-elementen op het zadel
Steun: stabiliteit in horizontale richting	- Occlusale steunen blijven stabiel in de steunfossae tijdens functie	- Retentie- en steunarmen met reciprociteit - 'Cross-arch stabilisation' door major connector
	- Voorkomen migratie van pijlerelementen	- Geleidingsvlakken in de inzet- en uitneemrichting ('guiding planes') - Ankers omvatten pijlerelementen meer dan 180°
	- Occlusie en articulatie zonder interferenties	- Met en zonder frameprothese dezelfde occlusale contacten tussen natuurlijke antagonisten - Geen beetverhoging uitsluitend op prothese-elementen - Bestaande articulatiepatroon van natuurlijke gebits-elementen handhaven
Retentie	- Frameprothese blijft op de plaats tijdens functie	- Bepalen uitneemrichting en meetlijnverloop pijlerelementen
	- Geen voedselimpactie onder zadels	- Correctie meetlijnverloop pijlerelementen, eventueel door middel van kronen - Retentiearmen volgens voorgeschreven normen - Grote geleidingsvlakken ('guiding planes') evenwijdig aan de inzet- en uitneemrichting ('schuiflade principe')
Sterkte	- Vormstabiliteit	- Voldoende dikte; eigenschappen en kwaliteit legering

Tabel 3. Mechanische aspecten met bijbehorende criteria en de actie/maatregel om het aspect te realiseren bij conventionele verankering in interface frameprothese - dentitie.

vlakken ('guiding planes') en steunarmen. Een geleidingsvlak is het proximale vlak van een pijlerelement waartegen een direct uit het zadel komende minor connector aanligt (afb. 1). De geleidingsvlakken en steunarmen verhogen de weerstand tegen verplaatsing en ontlasten de retentiearmen doordat ze zorgen voor een stabiele inzetrichting waarmee ze de werking van de retentiearmen effectief maken. Optimale frictie wordt verkregen door zo groot mogelijke, tot ongeveer 1 mm boven de gingiva eindigende geleidingsvlakken die evenwijdig zijn aan de inzetrichting (Sato en Hosokawa, 2000). Meestal is dit alleen te realiseren als de contour van het proximale vlak van het pijlerelement wordt beslepen. Het contactvlak van de frameprothese tegen het geleidingsvlak wordt altijd in metaal uitgevoerd omdat kunststof niet slijtvast is. Bij front-elementen moeten geleidingsvlakken zoveel mogelijk palatinaal worden gesitueerd zodat de minor connectors door prothese-elementen en kunststof worden gemaskeerd.

Op elementniveau komt de wisselwerking tussen de flexibele retentiearm en de stugge steunarm tot uiting in de reciproque (wederkerige, tegengestelde) omarming. Op tandboogniveau komt reciprociteit tot uiting als in beide

kaakhelften de retentiearmen tegengesteld gerichte retentiekrachten uitoefenen.

Aandachtspunten verankering

Over het ontwerpen van conventionele frameprothesen bestaan verschillende opvattingen die niet alle wetenschappelijk worden ondersteund. Deze opvattingen hebben vooral betrekking op de wijze van belasten van pijlers. Desalniettemin is wel degelijk een aantal basisprincipes van toepassing. Een van de basisprincipes is dat elk pijlerelement wordt voorzien van een anker dat 3 functies vervult: steun, retentie en omarming (tab. 2 en 3).

Steun

In principe wordt elk pijlerelement voorzien van een occlusale steun, die de frameprothese op occlusie niveau houdt en die het pijlerelement zo veel mogelijk in de lengte belast. Om dat laatste te bereiken, is het niet zinvol het pijlerelement van 2 steunen te voorzien (bijvoorbeeld 1 mesiaal en 1 distaal), hoewel dit in theorie misschien ideaal zou zijn. Bij molaren en premolaren wordt 1 steun in het occlusale



Afb. 1. Minor connectors ter plaatse van geleidingsvlakken distaal van de gebitselementen 33 en 44 en mesiaal van de gebitselementen 38 en 48.

vlak voldoende geacht omdat ook andere delen van het anker die boven de meetlijn liggen, bijdragen aan belasting in de richting van de lengteas van het pijlerelement. Echter, bij ver naar mesiaal gekantelde gebitselementen, hetgeen vaak wordt aangetroffen bij alleenstaande molaren, is het essentieel een distale occlusale steun aan te brengen. In combinatie met de overige delen van het anker wordt hierdoor de kans op verdere kanteling van het gebitselement kleiner.

De metaaldikte van occlusale steunen moet ongeveer 1 mm zijn. Dit wil niet zeggen dat iedere steunfossa ook 1 mm diep moet zijn, want als er interocclusaal ruimte is bij maximale occlusie dan kan de steun iets 'opliggen'. Belangrijk is dat de steunfossa zelfcenterend is. Dat wil zeggen dat het diepste punt van de fossa binnen de contour van het pijlerelement ligt. Bij frontelementen is het aanbrengen van een zelfcenterende steunfunctie vaak problematisch. Veel patiënten vinden een incisale steun, die de beste steun geeft, esthetisch niet acceptabel. Dan is een steun op het linguale of palatinale vlak een goed alternatief. Cuspidaten in de bovenkaak hebben vaak een uitgesproken cingulum zodat met slechts geringe preparatie een zelfcenterende cingulum fossa kan worden aangebracht. Hierbij is echter vaak een probleem dat het palatinale vlak betrokken is bij occlusie en articulatie. Omdat in dat geval een steunfossa 1 mm diep moet worden geprepareerd om voldoende sterkte te krijgen, is een cingulumsteun in zo'n situatie relatief invasief. Het aanbrengen van een metalen plaatje van 0,3 mm dikte over het palatinale vlak, vergelijkbaar met de vleugel van een adhesiebrug, en het gering beslijpen van de antagonist verdienen dan de voorkeur (afb. 2). Cuspidaten in de onderkaak zijn qua vorm minder geschikt voor het prepareren van een zelfcenterende steunfossa in het cingulum. De zichtbaarheid van incisale steunen in de onderkaak is in het algemeen minder storend dan in de bovenkaak. Het dilemma is dan een cingulumsteun omwille van de esthetiek of een incisale steun omwille van optimale steun.

Retentie

Eerder is gesteld dat de retentie van een frameprothese niet



Afb. 2. Een palatinaal plaatje als occlusale steun bij een cuspidaat in de bovenkaak in geval van tekort aan interocclusale ruimte met articulatie over het palatinale vlak.

alleen afhangt van de retentiearmen. Desalniettemin is het belangrijk dat retentiearmen op de juiste wijze over het gebitselement verlopen. Om dit mogelijk te maken is bij de pijlers vaak correctie van de contour nodig, afhankelijk van de gekozen inzetrichting en het verloop van de meetlijn. Buccale ankerarmen verlopen zoveel mogelijk achter de natuurlijke bolting van een gebitselement waardoor ze minder zichtbaar zijn (afb. 3). Retentiearmen op cuspidaten en premolaren, en bij een hoge en brede lachlijn ook op molaren in de bovenkaak, verlopen dus van distaal af naar mesiaal over het buccale vlak tot in de cervicale ondersnijding. Als een retentiearm te kort wordt uitgevoerd en alleen over het disto-buccale deel loopt, kan de omvatting tekortschieten (minder dan 180°) waardoor het risico op migratie van het pijlerelement toeneemt. In vrij-eindigende situaties met alleen de cuspidaten als verankering kan dit bij ontoereikende omarming ook tot distaalwaartse dislocatie van de frameprothese leiden.

Stabiliteit

Misschien wel de meest onderbelichte delen van een anker zijn de stugge delen, onder andere de steun- of omarmingsankerarm. Deze stugge op de meetlijn liggende ankerarm is als het ware de steun in de rug (reciprociteit) voor het pijlerelement als de retentiearm effectief is en dus tegen het gebitselement drukt. Aldus wordt migratie van gebitselementen voorkomen en kan de retentiearm blijvend retentie geven. Daarom moet de steunarm zo veel mogelijk cervicaal



Afb. 3. Esthetisch verantwoorde ankerarmen.

- a. Studiemodel met pijlers met ongunstige meetlijnen voor correctie ('hoge' meetlijnen).
- b. Werkmodel na contourcorrectie in de mond.
- c. Werkmodel met metaaldeel frameprothese.
- d. Frameprothese *in situ*.



Afb. 4. Beperken van het aantal minor connectors.

- a. Werkmodel met doorlopende linguale ankerarmen op de gebitselementen 34 en 33.
- b. Frameprothese met minor connectors die uitsluitend uit de zadeln komen en daardoor niet de marginale gingiva kruisen.

tegen het pijlerelement aanliggen. Dit heeft tot gevolg dat vaak een correctie van de contour nodig is om een bijna recht vlak evenwijdig aan de inzetrichting te realiseren voor optimale stabiliteit.

Bij vrij-eindigende frameprothesen speelt ook het oppervlak van het steunend zadel een rol. Een groot oppervlak met een minimaal aantal prothese-elementen om de functie te herstellen, geeft (ook op termijn) een betere stabiliteit. Wat dat betreft is de situatie in de bovenkaak door het grote en stabiele oppervlak van het palatum gunstiger dan in de onderkaak.

Biologische aspecten interface frameprothese - dentitie

Aanvankelijk werd het ontwerpen van frameprothesen vooral mechanisch benaderd, gebaseerd op een breed scala aan soms bizarre ankervormen. Een star dan wel krachtbrekend ontwerp, indirecte retentie en andere mechanische principes bepaalden grotendeels het ontwerp. De esthetische en hygiënische consequenties alsmede de invloed op parodontium en weke delen kregen slechts beperkte aandacht.

Vanaf de jaren '80 van de vorige eeuw trad een verschuiving op en werd aan deze problemen meer aandacht besteed (tab. 4) (Marxkors, 1988). De nadruk is meer komen te liggen op potentiële schade aan het parodontium van de pijlers, het bot en de weke delen en op betere mogelijkheden voor reini-

Aspect	Criteria	Actie/maatregel voor verankering
Overbrengen van krachten op de pijlerelementen	<ul style="list-style-type: none"> - Geen pijn van pijlerelementen - Geen toenemende mobiliteit - Geen migratie van pijlerelementen 	<ul style="list-style-type: none"> - Voldoende aantal en strategisch gekozen pijlerelementen - Axiale belasting pijlerelementen - Pijlerelementen meer dan 180° 'omarmen' - Vrij-eindigend: <ul style="list-style-type: none"> - Adequaat mucosaal steunoppervlak - Relining zadelgedeelte - Beperking aantal prothese-elementen naar distaal
Mogelijkheid tot reinigen	<ul style="list-style-type: none"> - Plaqueretentie - Mogelijkheid tot fysiologische reiniging - Geen voedselimpactie onder de zadels - Schone prothese 	<ul style="list-style-type: none"> - Beperken aantal minor connectors door: <ul style="list-style-type: none"> - minor connectors uit zadelgedeelte(n) - stugge steunarmen als minor connector toepassen - Papillen en marginale gingiva niet bedekken - Algemene en specifieke instructie mondhygiëne - Aanpassen (verhogen) frequentie periodieke controle
Esthetiek	<ul style="list-style-type: none"> - Zichtbaarheid verankering in relatie tot lachlijn 	<ul style="list-style-type: none"> - Distale pijlerelementen kiezen - Ankerarmen op cuspidaten en premolaren over het buccale vlak vanaf distaal laten lopen uit zicht door de grootste bolling - Metaalkleur aanpassen door vergulden of titaniseren - Zichtbare ankerarmen tandkleurig maken - Rotatie type frameprothese
Sterke pijlerelementen	<ul style="list-style-type: none"> - Integriteit pijlerelementen in relatie tot (directe) restauraties 	<ul style="list-style-type: none"> - Versterken pijlerelementen, eventueel van kroon voorzien

Tabel 4. Biologische aspecten met bijbehorende criteria en de actie/maatregelen om het aspect te realiseren bij conventionele verankering in interface frameprothese – dentitie.

ging (Öwall et al, 2002; Jepson, 2004). Terecht wordt daarom meer aandacht geschonken aan de preventieve aspecten van een partiële gebitsprothese in relatie tot (het behoud van) de nog aanwezige natuurlijke dentitie (Van Loveren, 2009). Op basis hiervan worden open ruimten tussen het zadel en het pijlerelement aanbevolen, waardoor het 'eerste' pijlerelement een ponticvorm krijgt. Dit kan echter wel hinderlijke voedselimpactie tot gevolg hebben.

Onderdelen van de frameprothese die de marginale gingiva kruisen, verminderen de mogelijkheid tot reinigen, geven aanleiding tot voedselimpactie en voelen niet prettig aan. Om deze redenen wordt toepassing van inframeetlijnankers afgeraden en wordt het aantal minor connectors zo klein mogelijk gehouden. Bij voorkeur komen minor connectors direct uit het zadel tegen een geleidingsvlak te liggen (afb. 4a). Een doorlopende steunarm van een pijlerelement naar een buurpijler kan een minor connector overbodig maken (afb. 4b). Deze doorlopende ankerarm kan slechts 1 gebitselement 'overbruggen' en moet dikker worden uitgevoerd dan normaal. Bij meerdere minor connectors is het raadzaam deze zo ver mogelijk uit elkaar te leggen. Dit voorkomt proliferatie van de mucosa en vermindert de kans op voedselimpactie.

Om esthetische redenen is het bij conventionele verankering zinvol na te gaan of een frameprothese bij een frontvervanging als zogenaamd rotatieframe kan worden uitgevoerd (Jacobson en Krol, 1982). In dat geval is het niet nodig retentiearmen op de cuspidaten aan te brengen (afb. 5). Een

rotatieframe wordt eerst mesiaal en vervolgens roterend ingebracht aan de distale zijde. Hierdoor komen de mesiale minor connectors links en rechts tegen de mesiale geleidingsvlakken van de cuspidaten aan te liggen die ondersneden zijn ten opzichte van de verticale uitneemrichting. Dit houdt de frameprothese op zijn plaats. Zodra de actieve retentiearmen op de distale pijlers minder effectief worden, leidt dit al snel tot minder stabiliteit.

Omwille van de esthetiek is het maskeren van chroomkleurige metaaldelen een alternatief. Het was gebruikelijk zichtbare ankerarmen te vergulden via elektrolyse. Echter, goudkleurige retentiearmen worden door veel patiënten niet als een esthetische verbetering ervaren. Bovendien is vergulden relatief kostbaar, terwijl de goudkleur niet bestendig is. Een langdurigere goudkleuring kan worden bereikt door titaniseren. Titaniseren is het onder hoge temperatuur aanbrengen van een dunne laag titanium op het metaal. Dit moet op het 'kale' framemetaal plaatsvinden en heeft als nadeel dat als later moet worden ingeslepen – hetgeen helaas nogal eens nodig is – de goudkleur weer verdwijnt. Daarnaast kan bij beschadiging van het titaanoppervlak galvanische activiteit ontstaan (Mezger en Creugers, 1992). Meer recent worden zichtbare delen met behulp van kunststof- of glasvezelversterkte composiet tandkleurig gemaakt. De nadelen hiervan zijn de fractuurgevoeligheid en een geringere retentie dan met ankers van chroomkobaal (Kishita et al, 2004; Arda en Arkan, 2005). Het risico van fractuur wordt verminderd door de ar-

Aspect	Criteria	Actie/maatregel voor verankering
Geen interferentie met occlusie van de natuurlijke dentitie (mandibulaire stabiliteit)	Occlusale contacten in de natuurlijke dentitie worden niet beïnvloed door de verankering of prothese-elementen	- Frame ontwerpen met strategische verankering - Voldoende intermaxillaire ruimte creëren voor de verankering in occlusie - Geen beetverhoging uitsluitend op prothese-elementen
Geen interferentie met de articulatie van de natuurlijke dentitie	Articulatietrajecten in de natuurlijke dentitie worden niet beïnvloed door de verankering of prothese-elementen	- Bij frame-ontwerpen met strategische verankering voldoende intermaxillaire ruimte creëren voor de verankering bij articuleren - Bestaande articulatiepatroon handhaven
Occlusale stabiliteit	Geen migratie (pijler)elementen	Zie tabel 1: mechanische eisen: - steun - stabiliteit

Tabel 5. Aspecten met bijbehorende criteria en de actie/maatregelen om het aspect te realiseren bij conventionele verankering als onderdeel van occlusale interface.

men korter en dikker te maken (Turner et al, 1999). Een andere mogelijkheid is het opbrengen van tandkleurig materiaal op metalen ankers (Kourtis, 1997; Sarafianou et al, 2008). Tot op heden betreft dit echter vooral *in vitro*-experimenten en deze methode is klinisch nog nauwelijks toegepast.

Het meest gebruikte metaal voor frameprothesen is een chroomkobaltlegering. Titanium is een alternatief, maar problemen met het gieten en de geringere elasticiteit maken dit metaal minder geschikt. De vermeende biologische voordelen van titaniumlegeringen zijn in klinische onderzoeken vooralsnog niet aangetoond (Creugers en Kreulen, 2003).

Occlusale interface frameprothese – dentitie

Zowel een frameprothese als geheel als de afzonderlijke delen ervan moeten bijdragen aan een fysiologische en door de patiënt geaccepteerde occlusie. Dit betekent onder andere dat de metaaldelen van de verankering weliswaar in occlusie en bij articulatie mogen worden belast, maar dat het essentieel is dat de natuurlijke gebitselementen daarbij eveneens contact maken in occlusie en tijdens articulatie (tab. 5). Anders gezegd: occlusale contacten en articulatie-trajecten op de natuurlijke gebitselementen zijn met en zonder frameprothese in de mond gelijk. De interdigitering van pijlers maakt vaak substantieel prepareren noodzakelijk om voldoende interocclusale ruimte te creëren voor de verankering. Dit is vooral het geval bij occlusale slijtage. In een gemutileerde dentitie zijn wel vaak migraties opgetreden waardoor enige interocclusale ruimte al aanwezig is. Voldoende ruimte voorkomt dat metaaldelen van de ankers interfereren met de occlusie of de articulatie. Regelmatige controle van een gelijkmatige verdeling van de occlusale contacten en het articulatiepatroon is nodig

omdat na verloop van tijd de occlusie kan veranderen, onder andere door occlusale slijtage. Aangeraden wordt om deze controle uit te voeren met de patiënt in verschillende posities, zowel zittend als liggend.

De prothese-elementen hebben ten doel bij te dragen aan een fysiologische occlusie en aan de gebitsfuncties. Bij vrij-eindigende frameprothesen hebben de prothese-elementen vaak na verloop van tijd geen occlusaal contact meer (Niedermeier, 1980; Preston, 2007). Des te meer distaal een prothese-element op een vrij-eindigend zadel staat, des te kleiner is de kans op blijvend occlusaal contact. Dit is mede een argument om geen groter aantal prothese-elementen op te stellen dan voor functieherstel strikt noodzakelijk is.

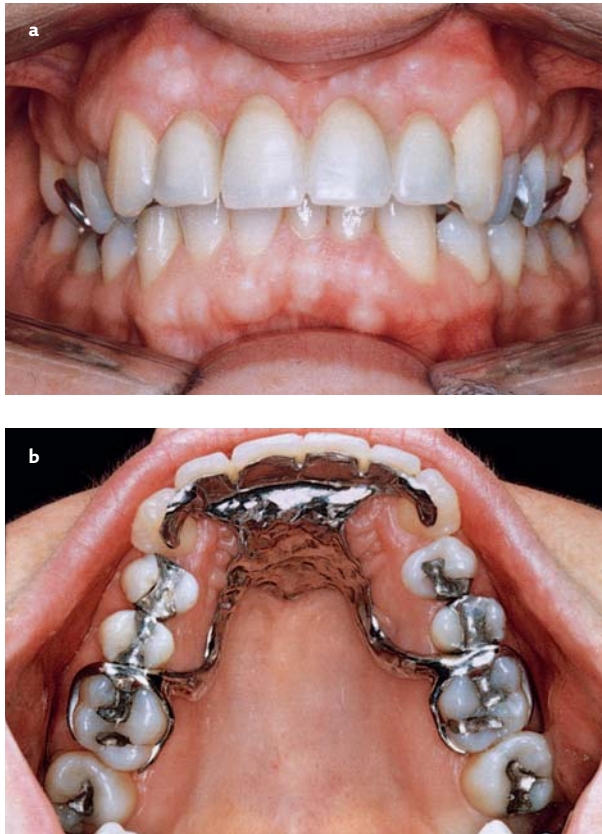
Kronen op pijlers

Bij uitgebreide directe restauraties in pijlers moeten kronen worden overwogen. Hierbij speelt het risico van fractuur van restauratie of pijlerelement een belangrijke rol. Daarbij is na falen de verminderde pasvorm, en dus de verminderde effectiviteit van de verankering als een nieuwe directe restauratie noodzakelijk is, ook relevant (tab. 6). De kans dat een pijlerelement dat voorzien is van een kroon opnieuw moet worden gerestaureerd, is relatief klein. Bovendien kunnen met een kroon een optimale vormgeving en meetlijnverloop worden verkregen voor occlusale steunen en steun- en retentiearmen. Zo geeft een recht vlak dat nagenoeg evenwijdig is aan de inzetrichting extra frictie met de steunarm en dus stabiliteit aan de frameprothese. Bovendien kan in het linguale of palatinale vlak van kronen een zogenaamde 'inlayed' verankering worden gecreëerd (afb. 6). Hierbij wordt door de verankering de ontbrekende contour van de kroon aangevuld.

Een kroon:

- verkleint het risico van fractuur van uitgebreid gerestaureerde (verzwakte) pijlerelementen;
- vermijdt rerestauratie van uitgebreide directe vullingen: tijdrovend en resulterend in verminderde pasvorm van de verankering;
- maakt curvecorrectie en standcorrectie van pijlerelementen mogelijk;
- biedt mogelijkheid tot optimaal aanpassen van pijlerelementen aan de verankering door het creëren van ideale steunfossae, geleidingsvlakken ('guiding planes') en contouren voor retentie- en steunarm;
- biedt de mogelijkheid voor toepassen van inlayed verankering.

Tabel 6. Argumenten om een pijlerelement van een kroon te voorzien in relatie tot conventionele verankering.



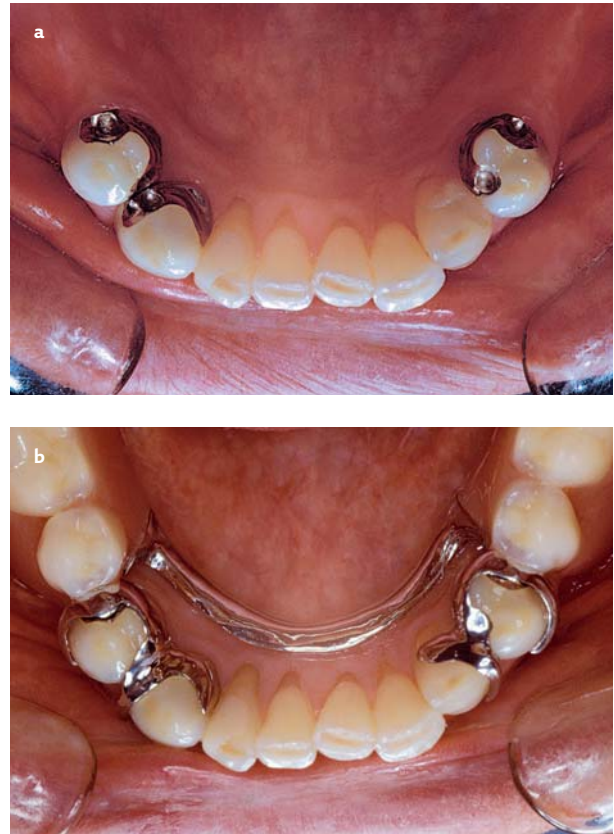
Afb. 5. Rotatieframeprothese; frontaal (a) en occlusaal (b) aanzicht.

Ook hier geldt: hoe groter het vlak, hoe meer frictie. Omwille van hygiëne wordt aangeraden dit vlak te beperken tot ongeveer 1 mm boven het niveau van de gingiva.

Bij metaalporseleinen kronen worden occlusale steunen bij voorkeur in het metaal gelokaliseerd. Volledig keramische kronen zijn ook mogelijk, onder voorwaarde dat de ankers steunen op de zirconium basisstructuur. Volledig keramische kronen zijn echter geen logische keuze als het esthetische voordeel ervan teniet wordt gedaan door metalen ankerarmen.

Discussie

Zoals bij iedere interventie moet ook bij de indicatie van een frameprothese de bijdrage hiervan aan de gebitsfuncties worden afgewogen tegen de nadelen ervan. Hierbij speelt de wijze van verankering een cruciale rol. Eerder is geschetst dat de verankering van frameprothesen aan veel eisen moet voldoen, waarbij prepareren van pijlers niet te vermijden is (tab. 3 en 4). Een ander nadeel is het risico dat problemen in de occlusale interface worden gecreëerd (tab. 5). Toch is het wellicht niet de frameprothese zelf die potentieel een negatieve invloed op de mondstructuren heeft, maar is dat de aanwezigheid van risicofactoren die in het verleden tot verlies van gebitselementen hebben geleid, zoals verkeerde voeding, tekortschietende mondverzorging of bestaande parodontale aandoeningen. Door goede nazorg en het aan de aanwezigheid van risicofactoren aanpassen van de frequentie van periodieke controles blijven de negatieve gevolgen van een frameprothese beperkt en kan een frameprothese lange tijd zonder problemen functioneren (Bergman et al, 1995; Vermeulen et



Afb. 6. Frameprothese met 'inlaid' verankering op de gebitselementen 34, 43 en 44 (a en b) en werkmodel met vormgeving van de uitsparing (c).

al, 1996; Creugers en Kreulen, 2003; Van Loveren, 2009). De primaire vragen zijn dus niet alleen of en hoe ontbrekende gebitselementen kunnen worden vervangen, maar vooral door welke maatregelen verder gebitsverval kan worden voorkomen (Petridis en Hempton, 2001).

Er zijn geen klinische onderzoeken bekend die aangeven dat een krachtbrekende of starre verankering van een frameprothese superieur is of dat bepaalde typen ankers beter zijn dan andere. Maar omdat bij het ontwerpen van frameprothesen (inclusief de verankering) ook biologische aspecten betrokken zijn, is het opmerkelijk en ongewenst dat dit vaak door een tandtechnicus wordt gedaan en niet door de behandelend tandarts. Uit onderzoek blijkt dat de communicatie tussen tandarts en tandtechnicus over het vervaardigen van een frameprothese onvoldoende is (Davenport et al, 2000). Uit een onderzoek in Engeland en in Ierland bleek dat in ongeveer de helft van de gevallen geen enkele of slechts summiere aanwijzingen werden gegeven aan een tandtechnicus over de uitvoering van frameprothesen (Lynch en Allen 2003;

Lynch en Allen, 2006). Er is geen reden om aan te nemen dat de situatie in Nederland anders is.

Veel factoren die van invloed zijn op het ontwerp van frameprothesen zijn niet goed direct in de mond waar te nemen. Daarom zijn voor een weloverwogen ontwerp gebitsmodellen belangrijk, bijvoorbeeld om een inzet- en uitneemrichting of het optimale verloop van de meetlijn van pijlers te kunnen bepalen. Montage van gebitsmodellen in een articulator is noodzakelijk om de interocclusale ruimte en de articulatietrajecten te kunnen beoordelen ten behoeve van het ontwerp van de verankering.

Tot besluit

De literatuur geeft geen uitsluitsel over de vraag of bepaalde typen verankering beter zouden zijn dan andere. Stabiliteit en retentie van een frameprothese worden voornamelijk verkregen door frictie tussen starre metaaldelen en gebitsoppervlakken ('schuifladeprincipe') en maar beperkt door de retentiearmen. Dit betekent dat vooral steunarmen en minor connectors tegen geleidingsvlakken hieraan bijdragen.

Literatuur

- * Arda T, Arikian A. An *in vitro* comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 267-274.
- * Bergman B, Hugoson A, Olsson COA 25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 595-599.
- * Creugers NHJ, Kreulen CM Evidence for changes in removable partial and complete denture treatment and biologic compatibility. *Int J Prosthodont* 2003; 16 (Suppl.): 58-60.
- * Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO, Hammond P. Communication between the dentist and the dental technician. *Br Dent J* 2000; 189: 471-474.
- * Jacobson TE, Krol AJ Rotational path removable partial denture design. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 370-376.
- * Jepson NJA Removable partial dentures. Londen: Quintessence Publishing Co, 2004.
- * Keltjens HMAM, Mulder J, Käyser AF, Creugers NHJ Fit of direct retainers in removable partial dentures after 8 years of use. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 138-142.
- * Kishita C, Hamano T, Tsuru K, Nishi Y, Nagaoka E Application of a glass fiber-reinforced composite material to clasps -- the effects of immersion and repeated loading. *Dent Mater J* 2004; 23: 528-532.
- * Klineberg I, Stohler CS Study group report and discussion. In: Zarb GA, MacEntee M, Anderson JD (eds.). On biological and social interfaces in prosthodontics. *Int J Prosthodont* 2003; 16 (Suppl.): 89-90.
- * Kourtis SG. Bond strengths of resin-to-metal bonding systems. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 136-145.
- * Loveren C van. Preventie: het succes van een partiële gebitsprothese. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2009; 116: 617-621.
- * Lynch CD, Allen PF Quality of materials supplied to dental laboratories for the fabrication of cobalt chromium removable partial dentures in Ireland. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2003; 11: 176-180.
- * Lynch CD, Allen PF. Why do dentists struggle with removable partial denture design? An assessment of financial and educational issues. *Br Dent J* 2006; 200: 277-281.
- * Marxkors R. Kriterien für die Zahnärztliche Prothetik. Partielle Prothese. Studienhandbuch des Projektes: Qualitätssicherung in der Zahnmedizin. Würzburg, Germany: Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung und Technologie, 1988: 25-26.
- * Mezger PR, Creugers NHJ Titanium nitride coatings in clinical dentistry. *J Dent* 1992; 20: 342-344.
- * Niedermeier W. Zum Einlagerungsverhalten starr abgestützter Freierendprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980; 35: 394-396.
- * Öwall B, Budtz-Jørgensen E, Davenport J, et al. Removable partial denture design: a need to focus on hygienic principles? *Int J Prosthodont* 2002; 15: 371-378.
- * Petridis H, Hempton TJ Periodontal considerations in removable partial denture treatment: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 164-172.
- * Phoenix RD, Cagna DR, DeFreest CF Stewart's clinical removable partial prosthodontics. Chicago: Quintessence Publishing Co, 2003.
- * Preston KP. The bilateral distal extension removable partial denture: mechanical problems and solutions. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2007; 15: 115-121.
- * Sarafianou A, Seimenis I, Papadopoulos T Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 377-387.
- * Sato Y, Hosokawa R. Proximal plate in conventional circumferential cast clasp retention. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 319-322.
- * Sessle BJ Biological adaptation and normative values. In: Zarb GA, MacEntee M, Anderson JD (eds.). On biological and social interfaces in prosthodontics. *Int J Prosthodont* 2003; 16 (Suppl.): 72-73.
- * Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *J Prosthodont* 1999; 8: 188-195.
- * Vermeulen AHBM, Keltjens HMAM, Hof MA van 't, Käyser AFT Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 267-272.

Summary

Conventional retaining of removable partial dentures

Mechanical and biological criteria have to be met in retaining the metal frame of a removable partial denture. Additionally, a removable partial denture is part of the occlusal interface by the clasps and the denture teeth. With respect to mechanical aspects, all rigid parts of the removable partial denture are of importance. However, as clasp arms tend to loose retention during long-term function, it is primarily the minor connectors and rigid clasp arms that provide stability and retention by friction with the guiding planes of the abutment teeth. With respect to biological aspects, comfort and cleansing ability are most important. Their functioning is enhanced by a low number of components crossing the marginal gingiva, such as minor connectors and infrabulge clasps. In the occlusal interface, occlusal interferences both in occlusion and during articular excursions should not be introduced by retainers or denture teeth.

Bron

H.M.A.M. Keltjens, D.J. Witter, N.H.J. Creugers

Uit de afdeling Orale Functieeler van het Universitair Medisch Centrum St Radboud in Nijmegen

Datum van acceptatie: 28 oktober 2009

Adres: dr. H.M.A.M. Keltjens, UMC St Radboud, postbus 9101, 6500 HB Nijmegen

h.keltjens@dent.umcn.nl