

# Metaller i munnen – holdbart og trygt?

Håkon Herø, Bo Bergman, Margret Grimsdottir og Heidi Kerosuo

Det finnes et høyt antall odontologiske legeringer i Norden for forskjellige formål: støpelegeringer for krone- og brokonstruksjoner, støpelegeringer for avtagbare proteser, implantater og kjeveortopediske anvendelser. Sammensetningen styrer en lang rekke viktige egenskaper så som de mekaniske, korrosjonsmotstand, støpbarhet hos støpelegeringer, nedbrytning og biologiske risikoer. Alle disse egenskaper har betydning for den kliniske anvendelse.

Det er nær tusen odontologiske legeringer på det europeiske marked [1]. Flertallet er støpelegeringer basert på edelmetaller. De fleste av legeringene markedsføres trolig også i de nordiske land. Mange av dem er svært like med små forskjeller i kjemisk sammensetning og de tilvirkes av flere produsenter. Et slikt høyt antall legeringer tilsier at en oversikt som dette må basere seg på å omtale grupper av metaller og legeringer etter anvendelsesområder.

Grupperingen i det nedenforstående tar til dels utgangspunkt i den inndeling man finner i EN-ISO standarder for odontologiske materialer:

- Støpelegeringer for innlegg, kroner og broer:
  - a) ikke for påbrenning av keramer
  - b) beregnet for påbrenning av keramer
- CoCr støpelegeringer for avtagbare proteser
- Implantatmaterialer (Ti)
- Ortodontiske legeringer (rustfritt stål, NiTi-, NiCr-, CoCr-legeringer).

## Sammensetning og egenskaper

### Støpelegeringer ikke beregnet for påbrenning av keramer (kroner, broer, innlegg)

#### Kjemisk sammensetning

Innholdet av edelmetaller (Au, Pt, Pd) kan være høyt (EN-ISO 1562) eller lavt (EN-ISO 8891). Standarden for den første gruppen (EN-ISO 1562) krever at Au-innholdet må være minst 65 % og summen av Au + Pt + Pd minst 75 %, mens EN-ISO 8891 foreskriver et edelmetallinnhold på mellom 25 og 75 % (Ag ikke medregnet). Støpt eller maskinert Ti har også fått en viss utbredelse [2].

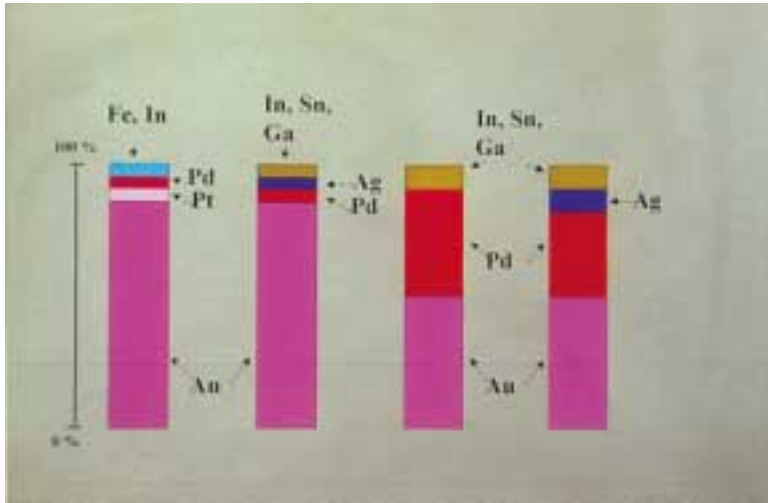
#### Mekanisk styrke

Mekanisk styrke for legeringene i begge de standarder som er nevnt ovenfor, grupperes fra 1 til 4 med økende styrke. Grovt sett øker styrken med økende mengde tilsatselementer i legeringen. Spesielt Cu bidrar til øket flytegrense og hårdhet. Flytegrensen angir det spenningsnivået der defor-

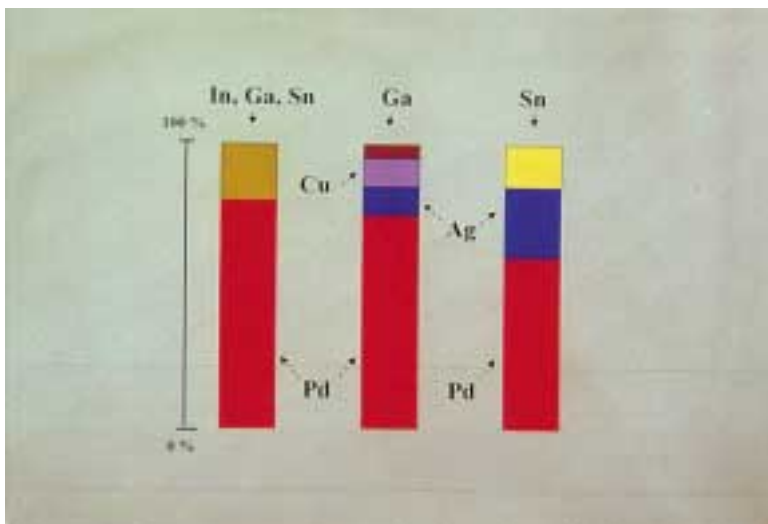
## Forfattere

Håkon Herø, avdelingsdirektør, tekn dr, Nordisk institutt for odontologisk materialprøving, Haslum, Norge.  
Bo Bergman, professor emeritus, odont dr, DDS, Avdelningen for protetik, Umeå universitet, Sverige.  
Margret Grimsdottir, barnetannlege og kjeveortoped, Reykjavik, Island.  
Heidi Kerosuo, spesialisttandlære i ortodonti, dr odont, Avdelningen for pedodonti och ortodonti, Institutionen för odontologi, Helsingfors universitet, Finland.

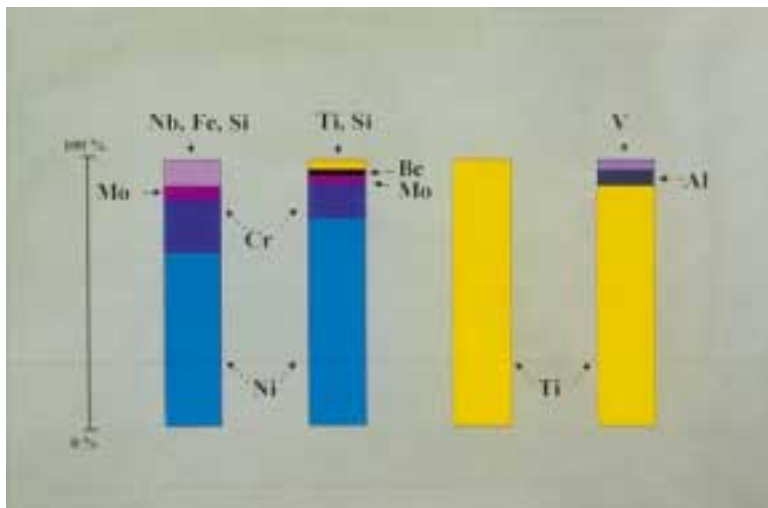
**Fig 1 A–C.** Typiske sammensetninger for en del materialer for påbrenning av keramer.



**A.** Gullbaserte støpelegeringer.



**B.** Palladiumbaserte støpelegeringer.



**C.** Uedle legeringer og titan.

masjonen går over fra å være elastisk til å bli plastisk. Plastiske deformasjoner blir permanente og må klinisk sett unngås.

#### Korrosjonsegenskaper

Korrosjonsegenskapene i disse legeringene er vanligvis ikke noe problem for protesens mekaniske styrke, men med synkende innhold av edelmetaller kan selv svake korrosjonsprosesser i munnen medføre misfarging på grunn av dannelsen av mørkt  $\text{Ag}_2\text{S}$  på overflaten og således forårsake et estetisk problem.

#### Legeringer beregnet for påbrenning av keramer (kroner, broer, innlegg)

##### Kjemisk sammensetning

Standarden for denne legeringstypen (EN-ISO 9693) inneholder ikke noe krav til kjemisk sammensetning. De viktigste legeringstypene som anvendes er Au-baserte, Pd-baserte og uedle legeringer. Sammensetningene av disse gruppene fremgår i hovedtrekkene av Fig A–C.

Det finnes også noen CoCr-legeringer for påbrenning av keramer med 65–70 % Co og 24–28 % Cr, samt 4–6 % Mo. Titan kan også påbrennes keramer.

##### Mekaniske egenskaper

EN-ISO 9693 krever at flytegrensen minst må være 250 MPa etter en simulert syklus for påbrenning av keramer. Det er omtrent som for en type 3-legering i standardene EN-ISO 1562 og EN-ISO 8891. Dette kravet representerer vanligvis ikke noe problem. Noen Pd-legeringer (Fig 1B) inneholder 8–10 % av både Ga og Cu, samt noen få prosent Au. Tilsats av Cu sammen med Ga medfører at legeringen får en særlig høy flytegrense (ca 750 MPa) og hardhet. Ulegert titan før det blir støpt (Fig 1C) har en renhetsgrad fra 99,5 til 99,9 %. Ofte benyttes betegnelsene Grade 1 til 4 (American Society for Testing and Materials) for Ti med økende gehalt av forurensninger som C, N og O [3]. Flytegrensen hos Ti øker markert med økende innhold av disse forurensningene. En legering med 6 % Al og 4 % V benyttes av og til der man ønsker høyere flytegrense enn for ulegert titan.

##### Metall-keram kompatibilitet

Et spesielt forhold med legeringer for keramisk belegging er at de må inneholde et lett oksiderbart element som danner en oksidfilm på overflaten. Denne filmen må sitte godt fast til såvel substratet som til det keramiske belegget. Edelmetallene i seg selv er lite egnet til dette formål. Dette medfører at legeringer basert på edelmetaller inneholder noen få prosent av ett eller flere elementer som In, Ga og Sn [4].

Noen av nikkellegeringene (Fig 1C) er tilsatt ca 1,5 vekt-% Be som bl a fremmer bindingen mellom substrat og keram. En gehalt på 1,5 % høres ikke mye ut, men fordi Be er et lett element tilsvarer dette ca 10 atom-%. Slike Be-holdige legeringer anvendes ofte i USA, men lite i Norden. Berylliumholdig støv og damp er helsemessige uheldig og har særlig aktualitet for tannteknikere.

På NiCr- og CoCr-legeringer, samt Ti, dannes det fort henholdsvis kromoksider og titanoksider på overflaten. De kan ha relativ svak binding til substratet. Problemet øker med økende tykkelse på oksidfilmen. Videre bør keramet ha en termisk utvidelseskoeffisient som er nær den for metallsubstratet for å unngå at det oppstår spenninger i materialet på grunn av termisk mistilpasning under avkjølingen. Dette er et problem som i særlig grad angår Ti.

#### *Korrosjonsmotstand*

Korrosjonsmotstanden for de lett oksiderbare elementer som Ga, In og Sn i edelmetall-legeringer er av interesse der protesen ikke er dekket av et keramisk belegg. På slike steder av overflaten må man regne med muligheten for å få en selektiv utløsning av disse elementene. Oksidfilmene på Ti, NiCr- samt CoCr-legeringer er tette og medfører at korrosjonsmotstanden vanligvis blir god hvis Cr-innholdet er minimum 12 % (passivering). Mange NiCr-legeringer med Be-tilsatt har på mikroskopnivå mye av en fase med lite Cr og derfor dårlig korrosjonsmotstand. Bimetallisk kontakt mellom forskjellige legeringstyper bør unngås så langt det er mulig.

#### *Støpbarhet*

Støpbarheten av edelmetall-legeringene er god, men Pd-baserte legeringer smelter ved høyere temperaturer enn Au-legeringer.

Støping av Ti er teknisk komplisert på grunn av et høyt smeltepunkt på 1675 °C og en meget sterk affinitet mellom Ti og elementer som O, N og C. Spesielt utviklede støpemaskiner for Ti må derfor benyttes. Porøsiteter og ufullstendig formfylling kan lett oppstå hvis ikke støpeteknikken er i orden. En fordel med Ti er at støpefeil kan avdekkes med et vanlig odontologisk røntgenapparat på grunn av metallens lave tetthet (4,5 g/cm<sup>3</sup>).

Noen Au- og Pd-legeringer inneholder Ag som i enkelte tilfeller kan medføre at det keramiske belegg får et utilsiktet grønnskjær.

### **Støpelegeringer for avtagbare proteser**

#### *Kjemisk sammensetning*

Den mest aktuelle standard for denne type legeringer er ISO 6871-1 (1994) «Dental base metal casting alloys, part 1: Cobalt-based alloys». Lege-

ringen må inneholde minst 25 % Cr og 4 % Mo av hensyn til korrosjonsmotstanden. Nikkel finnes i legeringene i små mengder som en forurensning. Hvis det er mer enn 0,1 % Ni eller andre elementer som anses for å representere en biologisk fare, skal det stå en tydelig advarsel om dette på forpakningen. Legeringer med mindre enn 0,1 % Ni anses som nikkelfrie.

CoCr-legeringer har en tetthet mellom 8 og 9 g/cm<sup>3</sup> og har derfor den fordel at de er lettere enn gull-legeringer (13–18 g/cm<sup>3</sup>) som benyttes i mer sjeldne tilfeller (type 4). I de senere år har man begynt å anvende støpt Ti, som er særdeles lett (4,5 g/cm<sup>3</sup>), til skjelettet i avtagbare proteser. Titans øvrige fysiske og kjemiske egenskaper er omtalt foran.

#### *Mekaniske egenskaper*

Det er høye krav til mekanisk styrke og stivhet for slike legeringer. Flytegrensen er gjerne over 500 MPa [7]. Elastisitetsmodulen er betydelig høyere for CoCr-legeringer (ca 225 x 10<sup>3</sup> MPa) enn for gull-legeringer (ca 90 x 10<sup>3</sup> MPa), og CoCr-legeringer oppleves derfor som stive. Ulempen er at de har en begrenset duktilitet, dvs at klamre kan deformeres lite før brudd inntreffer.

### **Implantatmaterialer**

#### *Kjemisk sammensetning*

Det vanligste implantatmaterialet er ulegert titan, og implantatene blir vanligvis fremstilt ved maskinering. De forskjellige renhetsgrader og mekaniske egenskaper er omtalt foran. I noen tilfelle anvendes også en legering med 6 % Al og 4 % V som har en høyere flytegrense enn ulegert Ti. Utmatting kan i blant være et problem for både implantater og superstrukturer.

#### *Korrosjonsegenskaper*

Det er ingen indikasjoner på at korrosjon ved bimetallisk kontakt mellom Ti og andre metalliske materialer i munnhulen er noe stort problem [5]. Høye konsentrasjoner av F kan imidlertid gi øket korrosjon.

### **Ortodontiske legeringer**

De viktigste komponenter for kjeveortopedisk behandling er bånd, «brackets», buer (tråd) og ekstraorale buer.

#### *Kjemisk sammensetning*

Komponentene består som regel enten av rustfritt stål, CoCr-legeringer, NiTi-legeringer eller β-Ti [6]. Det mest vanlige materiale er rustfritt stål av den austenittiske typen (18 Cr, 8 Ni). Nikkel-titantråd består av ca 54 % Ni og 46 % Ti. Beta-titan inneholder 11 % Mo, 6 % Zr og 2–4 % Zn.

«Brackets» består ofte av rustfritt stål. Delene kan være loddet sammen. Som oftest består loddelegeringene av 58–78 % Ag, 19–32 % Cu og 15–25 % Zn. Enkelte loddelegeringer er gullbaserte.

#### *Mekaniske egenskaper*

Rustfritt stål og CoCr-tråd har både høy flytespenning (ca 1500 MPa) og elastisitetsmodul ( $170 \times 10^3$  MPa) [6]. Varmebehandling mykner tråden. Nikkel-titantråd har vesentlig annerledes mekaniske egenskaper med en flytespenning på ca 430 MPa og en elastisitetsmodul på  $41 \times 10^3$  MPa. Beta-titans verdier for disse egenskaper ligger mellom nikkel-titan og rustfritt stål. Nikkel-titantråd har i ortodontisk sammenheng den helt spesielle og interessante egenskap at tøyingskraften holder seg lav og konstant over et mye større tøyingsområde enn for de øvrige legeringer. Denne helt uvanlige mekaniske egenskap bunner i de reversible faseomvandlinger som finner sted under tøyning og avlastning. Fenomenet kalles ofte superelastisitet, selv om det ikke har noe med elastisitet i klassisk forstand å gjøre.

#### *Korrosjon*

Det er ikke rapportert om korrosjon av ortodontisk tråd som har betydning for trådens mekaniske egenskaper. Bimetallisk kontakt mellom legeringer med forskjellig edelhet øker korrosjonshastigheten for den minst edle part og dermed også utløsningen av metallioner. Nikkel-titantråd i kontakt med sølvloddede komponenter kan være særlig utsatt for korrosjon. Korrosjonsforsøk med ortopedisk utstyr i laboratoriet viser en utløsning på mellom 20 og 40  $\mu\text{g}/\text{dag}$ , mens det daglige inntak gjennom føde er i størrelsesorden 150  $\mu\text{g}/\text{dag}$  [7].

### **Nedbrytning og biologiske risikoer**

Biokompatibiliteten til dentale legeringer og Ti har i stadig større grad kommet i fokus på grunn av deres egenskaper og potensielle biologiske risikoer for pasienten. Begrepet er sammensatt, og mange ulike reaksjoner kan være innblandet. Kontakten mellom metall/legering og humant vev omfatter både vevets effekt på materialet og materialets effekt på vevet. Biokompatibilitet utgjør således et mangesidig begrep.

Det er påvist at metallkomponenter kan frigjøres fra restaureringer innsatt i munnen, for eksempel fra CoCr-legeringer [8]. Men rent generelt er det magert med dokumentasjon om dette. Det er en forutsetning for at bivirkninger skal opptre at en eller flere legeringskomponenter blir frigjort som følge av korrosjon, oppløsning av oksidfilmer eller mekanisk degradering. Hos de pasienter som

fra før er sensible, kan utløsning av komponenter fremkalle allergiske reaksjoner.

### **Støpelegeringer for innlegg, kroner og broer**

I lang tid har gullbaserte legeringer dominert det skandinaviske markedet for dette formålet. Allergi på grunn av gullbaserte støpelegeringer er rapportert som hyppigere enn allergiske reaksjoner knyttet til nikkelholdige legeringer [9]. Det er usikkert om man kan tolke en positiv reaksjon mot gull-natriumtiosulfat i en lappetest som en indikasjon på gullallergi [10]. Vi behøver utvilsomt å øke våre kunnskaper når det gjelder mulige bivirkninger fra gullbaserte dentale legeringer med henblikk på diagnostikk og frekvens.

Palladiumbaserte legeringer er oppgitt å være årsaken til enkelte tilfeller av stomatitt [11], orale lichenoid reaksjoner [12] og utbredd urtikaria [13]. Den sistnevnte undersøkelsen tar for seg et pasienttilfelle med en bronkonstruksjon laget i en legering med omlag 90 % Pd og 10 % Ni. Det oppgis at Pd eller Ni, eller begge, kan ha forårsaket allergien. Palladiumallergi er rapportert å ha forekommet hos pasienter som også er sensible for Ni. I en østerriksk studie ble det konstatert ut fra et uselektert materiale som omfattet 1382 pasienter med eksem, at 8,3 % var sensible mot palladium [14]. Forfatterne av denne studien satte spørsmål ved bruken av palladiumholdige legeringer. I Tyskland har potensielle helseisikler forbundet med Pd-Cu-legeringer blitt viet stor oppmerksomhet [15]. Bergman hevder at det med bakgrunn i den potensielle risikoen for sensibilitet og av hensyn til den tekniske følsomheten hos visse typer støpelegeringer med høyt innhold av palladium, synes å være riktig å unngå bruk av palladiumbaserte legeringer [16].

Bruken av rustfritt stål er omfattende i Øst-Europa. Det foreligger rapporter fra et stort pasientmateriale. Hos pasienter med denne typen legeringer er det påvist ulike bivirkninger, blant annet i form av allergier i langt større grad enn hos pasienter som ikke har slike konstruksjoner i rustfritt stål [17].

Den protetiske bruken av uedle legeringer som inneholder nikkel, har vært årsak til mye interesse og uro pga den relativt vanlige forekomsten av overfølsomhet mot nikkel i andre bruksområder. I en klinisk studie ble det på 10 pasienter med kjent nikkelallergi satt inn protetiske konstruksjoner laget i en berylliumfri, nikkelbasert dental støpelegering [18]. Under den påfølgende kontrollperioden på 12–40 måneder fikk man ingen reaksjoner, verken allmenne, orale eller histologiske. Det finnes få beskrivelser av tilfeller som støtter antagelsen om at uedle legeringer som inneholder Ni,

skulle forårsake vesentlige bivirkningsproblemer [9]. Men inntil ytterlig vitenskapelig dokumentasjon foreligger, er det ikke tilrådelig å bruke nikkelholdige legeringer på pasienter med nikkelallergi.

Konklusjonen er at samtlige dentale støpelegeringer til innlegg, kroner og broer, i motsetning til titan, synes å ha et potensiale for å fremkalle bivirkninger hos overfølsomme pasienter. Titan brukes i stadig større utstrekning i krone- og broprotetikk og har vist svært god biokompatibilitet som omtalt under avsnittet om implantatmaterialer [2].

Når det gjelder tannhelsepersonellet, er det bare tannteknikerne som kan bli utsatt for bivirkninger. Det kan skje via innpusting av slipestøv, samt av Cd- og Be-damp i forbindelse med støping og lodding.

### Støpelegeringer til avtagbare proteser

Skjeletter i avtagbare, partielle plateproteser lages fortrinnsvis i CoCr-legeringer, som har dominert de siste 70 år. Det finnes rapporter der pasienter som på forhånd har vært sensible mot Co, Cr og Ni – det sistnevnte metallet kan inngå i varierende mengde – har fått allergiske reaksjoner etter at en protese med et skjelett i en CoCr-legering er blitt satt inn i munnen. Hyppigheten av slike tilfeller er usikker [9]. Dersom en pasient har vist seg å være sensibel for noen av bestanddelene i et CoCr-skjelett, vil det i et slikt tilfelle bli brukt en type 4 (hard) støpelegering i gull. I de senere år har støpt kommersielt Ti utviklet seg til å bli et verdifullt, økonomisk rimelig alternativ for denne pasientgruppen.

### Implantatmaterialer

Det absolutt vanligste materialet i dentale implantater er kommersielt, rent titan. Noen sikre tilfeller av materialbetingede bivirkninger er ikke blitt rapportert om denne gruppen av dentale implantat. Derimot finnes det en rapport om antatt overfølsomhet mot en titanlegering, TiAl6V4, der hofteleddsskruer i denne legeringen på en ufordelaktig måte er blitt kombinert med komponenter i en CoCr-legering [19].

### Ortodontiske legeringer

Utløsning av små mengder nikkel og krom fra metallisk, kjeveortopedisk utstyr er blitt påvist både ved *in vitro*- og *in vivo*-studier. I Vest-Europa øker nikkelallergi blant kvinner. Hyppigheter på opptil 30 % er registrert blant skolepiker. Epidemiologiske studier viser at ortodontisk behandling med fastmontert, metallisk utstyr meget vel kan anvendes på mildt Ni-sensitive pasienter [20]. For pasienter med alvorlig Ni-sensitivitet (hyper-

sensitivitet) kan imidlertid slik behandling i noen tilfeller medføre reaksjoner. Forsøk har vist at det kreves 5–12 ganger høyere konsentrasjoner av kontaktallergener for å fremkalle reaksjoner i slimhinnene i munnhulen sammenlignet med hud [21]. Ekstraorale buer er den type av ortodontisk utstyr som medfører den hyppigste rapportering av allergiske reaksjoner. Det er årsaken til at kjeveortopedier må være ekstra forsiktige på dette punkt. Plastikkbelagte ekstraorale buer reduserer risikoen for allergiske reaksjoner fra områder hvor den indre bue er loddet til den ytre. Slikt utstyr er nå tilgjengelig i markedet. Forskning har vist at korrosjon av kjeveortopedisk utstyr øker med mengden av sølvbaserte loddelegeringer. Bruk av metallisk, kjeveortopedisk utstyr ser imidlertid ikke ut til å øke risikoen for nikkelallergi. Det finnes endog studier som tyder på at fastmontert utstyr i munnhulen reduserer frekvensen av senere sensitivitet fra øringer og lignende [22, 23].

### Klinisk anvendelse

I dette avsnittet diskuteres dentale legeringer og Ti med utgangspunkt i ulike kliniske bruksområder.

#### Innlegg, kroner og broer

Støpte gullinnlegg har bedre holdbarhet enn fylingsmaterialer og innlegg av andre materialer [24]. Ettersom gullinnlegg kan oppfattes som «luksusterapi» for visse pasientkategorier, har også andre legeringssystem blitt brukt til innlegg.

Selv om kroner og broer i dag kan fremstilles ved maskinering og gnisterosjon, fortsetter støpeteknikken å være den vanligste metoden. Når det gjelder broer, dominerte høyedle legeringer i de første seksti år av vårt århundre. De kliniske resultater er udiskutabelt gode. Når estetiske krav var viktige, ble det brukt prefabrikerte porselensfasader eller akrylfasader. I 1958 kom et gjennombrudd med påbrenning av keram på et legeringsskjelett. Høyedle gulllegeringer kom også i begynnelsen her til å dominere metall-keramikkrestaureringer. Flere grunner, ikke minst den høye prisen, gjorde at man søkte etter passende alternativer som skissert i Fig 1, 2 og 3. Alle disse legeringene har, som Ti, først vært av interesse i metallkeramiske konstruksjoner. På verdensbasis, og spesielt i USA, er det først og fremst NiCr-legeringer som er utbredt.

For omtrent femten år siden ble de såkalte aluminium-bronselegeringene utviklet i Brasil. Disse legeringene er problematiske sett fra korrosjons- og misfarvings synspunkt. Det er heller ikke gjort velkontrollerte kliniske studier [6].

Fremtidige konkurrenter til de legeringer vi bruker nå, vil bli ulegert Ti, kanskje også titanlege-

ringer, og keramer. Komersielt rent Ti har en meget god og veldokumentert biokompabilitet gjennom mer enn tredve års fremgangrik bruk i dentale implantater. Broer av Ti kan enten støpes eller det kan fremstilles etter den såkalte Procerametoden [2, 25], som er en kombinasjon av maskinbearbeiding og gnisterodering. I velkontrollerte studier over fem år fremkommer utmerkede resultater med hensyn til kanttilslutning av titankroner, som deretter belegges med fasader av plastbasert komposittmateriale eller keram [26, 27]. Retensjonen av kronene har også vært utmerket. Tilsvarende gode resultater er også blitt rapportert i korttidsstudier av broer som er laget med denne teknikken [28]. Det er gode grunner til å tro at like gode resultater kan oppnås i støpte broer i Ti. Denne vurdering styrkes av en enquête blant sekstifire tannleger [29]. De anså støpt titan som et verdifullt supplement til konvensjonelle støpelegeringer, spesielt på grunn av den lave kostnaden. Deres kliniske resultater var tilfredsstillende selv om det iblant kunne oppstå visse tekniske og estetiske problemer.

### Avtagbare proteser

Kobolt-kromlegeringer har vært det helt dominerende materiale for metallskjeletter i partielle plateproteser i snart sytti år. De gode mekaniske og biologiske egenskapene til disse legeringene har bidratt til gode kliniske langtidsresultater i studier som strekker seg over tjuefem år på partielle plateproteser [30]. I dag lages også skjeletter til partielle plateproteser i NiCr- og CoCrNi-legeringer, fremfor alt i USA.

En liten gruppe pasienter får reaksjoner mot en eller flere komponenter i ovennevnte legeringer. For disse har gulllegeringer av en hard type inntil nylig vært et godt, men dyrt alternativ. Introduksjon av støpt, ulegert Ti som har gode mekaniske egenskaper og utmerket biokompabilitet, er et interessant alternativ til de nevnte uedle legeringer for partielle plateproteser. Det gjelder ikke bare for dem som er overfølsomme, men også for fremtidig rutinefremstilling av skjeletter. I en nylig publisert intra-pasientsammenligning mellom partielle plateproteser med en koboltkromlegering, respektive titan, som materiale for skjelettet, fremkom at 55 % opplevde titan som mest komfortabelt og at 64 % foretrakk titan [31]. Pasientmaterialet var riktignok noe begrenset, men resultatet styrker ytterligere antagelsen om at titan endog i dette området kommer til å få øket betydning.

### Implantater

Dentale legeringer som CoCr, rustfritt stål og TiAlV var tidligere ganske vanlige som materiale i im-

plantater. For å redusere risikoen for korrosjon forsøkte man å bruke andre materialer som for eksempel vitrøst karbon og keramer, men uten den store suksess. Etter omfattende laboratorie- og dyrestudier introduserte Brånemark i 1965 kommersielt rent titan som implantatmateriale. Dermed ble en ny og svært fremgangrik æra innen implantologien startet. Et høyt antall studier med Brånemarkimplantat har vist svært gode langtidsresultater [32]. Lignende gode resultater er også blitt påvist med andre implantatsystem der kommersielt rent Ti er brukt. Titan er dessuten billig og har som tidligere nevnt, utmerket biokompabilitet og gode mekaniske egenskaper. Det er derfor gode grunner for at kommersielt rent Ti kommer til å fortsette med å være dominerende som implantatmateriale.

### Broer festet til implantater – superstruktur

I mange år er superstrukturen på implantatbehandlede pasienter blitt basert på edle eller halv-edle legeringer. I de senere år har Ti kommet til å dominere mer og mer på området. De kliniske resultater som er oppnådd hittil, er gode for superstrukturer fremstilt både med Procerametoden og med støping. Det virker som om kommersielt rent Ti har et stort fremtidspotensiale som materiale for protetiske broskjelett som støttes av titanimplantater. Dentale legeringer synes ikke å ha noen større fremtid som materiale for superstrukturen.

### Ortodontisk apparatur

Det er antatt at omtrent 35 % av befolkningen har malokklusjoner som trenger behandling. Den gjennomsnittlige behandlingstiden med bånd og braketter er ca 24 måneder. Disse komponenter befinner seg i munnen under hele behandlingen, mens buer byttes hver 3.–6. uke. Når begge dentale buer skal behandles med fast apparatur, kan pasienten ha følgende i sin munnhule: 4–8 molare bånd, 20 braketter, transpalatalbarr, ansiktsbue, 2 buer, 20 stålligaturer og muligens noe tilleggsapparat som kroker og fjærer. Dette utgjør en anseelig mengde og kombinasjoner av metaller og legeringer i en enhet. Bruk av Ni i kjeveortopedi har øket betydelig i de siste 15 år, spesielt i kombinasjon med NiTi-buer. Superelastisiteten til denne legeringen gjør den meget velegnet i utjevningsfasen i behandlingen. Nylig har også braketter i rent titan blitt tilgjengelig for pasienter med nikkelallergi.

Nikkelfrie, ekstraorale buer er under utvikling blant produsentene av slikt utstyr og kan snart forventes på markedet.

## English summary

### Metals in the mouth – durable and safe?

Håkan Herø, Bo Bergman, Margret Grimsdottir, Heidi Kerosuo

*Tandläkartidningen* 1999; 91(4): 67–73

There are many dental alloys on the Scandinavian market, for different purposes: casting alloys for crowns and bridges, casting alloys for removable dentures, implants and orthopaedic applications. Alloy composition governs a wide range of important properties: mechanical properties, corrosion resistance, resistance to degradation and biocompatibility. All of these properties are of importance in relation to clinical use. Concern has in particular been expressed about the biocompatibility of dental alloys. Release of ions, either through corrosion of an alloy or dissolution of oxides, and liberation of particles from an alloy through mechanical disintegration may give rise to various reactions in patients. The use of titanium is increasing, because of its excellent biocompatibility.

## Referanser

1. Das Dental Vademekum. 5. utgave. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 1995.
2. Okabe T, Herø H. The use of titanium in dentistry. *Cell Mater* 1995; 5: 211–30.
3. Donatchie MJ, editor. Titanium: A Technical Guide. Metals Park, OH; ASM Internat, 1988: 14.
4. Tuccillo JJ, Cascone PJ. The Evolution of Porcelain-Fused-To-Metal (PFM) Alloy Systems in Dental Ceramics. In: McLean JW, editor. Proceedings of the first international symposium on ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1983: 347.
5. Strid K-G, Berendson J, Lagergren C. Galvaniska strömmar i samband med intraorala rekonstruktioner. *Tandläkartidningen* 1991; 83: 1174–9.
6. Anusavice KJ, editor. Skinner's Science of Dental Materials. 10. ed. Philadelphia: WB Saunders Co, 1996: 434, 442–3, 455.
7. Kerosuo H, Moe G, Kleven E. In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod* 1993; 65: 111–6.
8. Stenberg T. Release of cobalt from cobalt-chromium alloy constructions in the oral cavity of man. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 472–9.
9. Hensten-Pettersen A. Casting alloys: Side-effects. *Adv Dent Res* 1992; 6: 38–43.
10. Björkner V, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis* 1994; 30: 144–51.
11. Van Loon LAJ, Van Elsas PW, Van Joost T, et al. Contact stomatitis and dermatitis to nickel and palladium. *Contact Dermatitis* 1984; 11: 294–7.
12. Downey D. Contact mucositis due to palladium. *Contact Dermatitis* 1989; 21: 54.
13. Van Joost T, Roesyanto-Mahadi ID. Combined sensitization to palladium and nickel. *Contact Dermatitis* 1990; 22: 227–8.
14. Aberer W, Holub H, Strohal R, Slavicek R. Palladium in dental alloys – the dermatologists' responsibility to warn? *Contact Dermatitis* 1993; 28: 163–5.
15. Bundesgesundheitsamt. Legierungen in der Zahnärztlichen Therapie. Druckerei Hellmich KG, 1993.
16. Bergman M. Palladiumhaltiga dentala gjutlegeringar kan medföra risker för både patient och tandtekniker. *Tannteknikern* 1996; 11: 9–11.
17. Ovrutsky GD, Ulyanov AD. Allergy to chromium in using steel dental prosthesis. *Stomatologia (Moscow)* 1976; 55: 60–2.
18. Spiechowicz E, Glantz P-O, Axéll T, et al. Oral exposure to a nickel-containing dental alloy of persons with hypersensitive skin reactions to nickel. *Contact Dermatitis* 1984; 10: 206–11.
19. Lalor PA, Revel PA, Gray AB, et al. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure. *J Bone Joint Surg* 1991; 73-B: 25–8.
20. Staerkjaer L, Menné T. Nickel allergy and orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1990; 12: 284–9.
21. Vreeburg KJJ, de Groot K, von Blomberg M, Scherer RJ. Induction of immunological tolerance by oral administration of nickel and chromium. *J Dent Res* 1984; 63: 124–8.
22. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 101: 525–32.
23. Mjör IA. Restorative materials of the future. In: Dental Materials, State of the Art. Stockholm: LIC Publishing Co, 1994: 113–22.
24. Kerosuo H, Kullaa A, Kerosuo E, Kanerva L, Hensten-Pettersen A. Nickel allergy in adolescents in relation to orthodontic treatment and piercing of ears. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 148–54.
25. Andersson M. Procera, a new system for fabrication of artificial crowns (abstract no 62). Umeå: Umeå University Odontological Dissertations, 1996.
26. Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H, Andersson M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand* 1990; 48: 113–7.
27. Nilson H, Bergman B, Bessing C, et al. Titanium copings veneered with Procera ceramics. A longitudinal clinical study. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 115–9.
28. Lövgren R, Andersson B, Bergqvist S, Carlsson GE, Ekström P-F, et al. Clinical evaluation of ceramic veneered titanium restorations according to the Procera technique. *Swed Dent J* 1997; 21: 1–10.
29. Berg E. Dentists' opinion on aspects of cast titanium restorations. *J Dent* 1997; 25: 113–7.
30. Bergman B, Hugoson A, Olsson C-O. A 25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 595–9.
31. Thomas CJ, Lechner S, Mori T. Titanium for removable dentures. II. Two-year clinical observations. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 414–8.
32. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 347–59.

## Korrespondanse

Håkon Herø, NIOM, Postboks 70, NO-1344 Haslum, Norge.