

Kobolt-krom eller titan?

SAMMANFATTAT Även om helkeramiska konstruktioner har blivit vanligare är metaller och metalllegeringar fortfarande viktiga inom protetik. Till de mest intressanta materialen hör kobolt-kromlegeringar och titan. Syftet med denna översikt är att visa vad vi vet om materialens för- och nackdelar.

Referentgranskad Accepterad för publicering 14 februari 2013

Itakt med stigande guldpris har intresset för alternativa metaller och legeringar ökat. Till de mest intressanta materialen hör kobolt-kromlegeringar och titan. Dessa material används också utanför odontologin, exempelvis till ledproteser och inom rekonstruktionskirurgi.

KOBOLT-KROMLEGERINGAR

Basmetallegeringar som kobolt-krom har använts till partialproteser sedan slutet av 1920-talet och sedan adhesivtekniken utvecklades också till emaljretinerade broar. I USA har man länge använt kobolt-krom, och i ännu större utsträckning nickel-krom, till konventionell broteknik. Farhågor för överkänslighetsreaktioner gjorde att det först 1999 blev tillåtet i Sverige att använda basmetallegeringar, dock nickelfria, till fast protetik för mer långvarigt bruk [1].

Sammansättningen av de i Sverige använda kobolt-kromlegeringarna varierar, men i allmänhet innehåller de cirka 60–65 procent kobolt, 25–30 procent krom och mindre mängder av wolfram, molybden, kisel, järn cesium och kol. Korrosionsresistensen brukar betraktas som mycket god, tack vare de stabila kromdioxiderna som bildas på ytan. Dessa legeringar har de, näst efter titan, högsta smältpunkterna av dentala gjutlegeringar/-metaller. Detta medför att de kan vara krävande att exempelvis gjuta men att risken för att de slår sig vid porslinspåbränning är liten [2].

TITAN

Titan anses vara mycket korrosionsresistent och

En översikt av materialens för- och nackdelar

är dokumenterat ytterst vävnadsvänligt [2, 3]. Förutom så kallat kommersiellt rent titan används inom odontologin också exempelvis nickel-titanlegeringar i rotkanalsfilar. Även kommersiellt rent titan är, trots namnet, egentligen olika legeringar. Förutom cirka 99 procent titan, eller mer, innehåller de kväve, kol, väte, syre och järn och sammansättningen påverkar de mekaniska egenskaperna. Titan reagerar väldigt lätt med andra ämnen och ytan blir förorenad, speciellt vid höga temperaturer. I kontakt med luft bildas momentant titanoxid på ytan och den höga reaktiviteten gör att man gjuter titan under argonskydd eller i vacuum. Vid 883°C förändras kristallstrukturen i titan och porslinspåbränning försvåras. Man måste därför använda så kallat lågbränt porslin till titan, med bränntemperatur under 800°C [2].

FRAMSTÄLLNINGSTEKNIKER

Det traditionella sättet att framställa en metallkonstruktion genom gjutning har sina nackdelar. Götet slår sig när det svalnar och även om man försöker att kompensera det med anpassade inbäddningsmassor riskerar konstruktionen att få en dålig passform. Med ökad kurvatur och massa ökar också deformationen. Sågning i mindre sektioner och lödning eller lasersvetsning till en enhet kan vara ett sätt att hantera detta. Fräsning och/eller elektroderodning ur ett metallblock med olika scanning- och designtekniker har lanserats som alternativa produktionsmetoder. Detta fungerar väl för titan men för kobolt-kromlegeringar, som i regel är cirka 50 procent hårdare och sliter kraftigt på fräsverktygen, har metoder där man smälter ihop metallkorn med exempelvis laser blivit ett framgångsrikt alternativ [2, 4].

MEKANISKA EGENSKAPER

Kobolt-kromlegeringar för mk-teknik har i regel en ungefär dubbelt så hög elasticitetsmodul som titan. Motsvarande guldlegeringar ligger

Lars Hjalmarsson
ötdl, odont dr, Folktandvården Sörmland, Specialisttandvården, oral protetik, Mälarsjukhuset, Eskilstuna; FoU-centrum/Centrum för klinisk forskning i Sörmland (CKFD), Uppsala universitet
E-post:
lars.hjalmarsson@dll.se

lite lägre än titan. Detta betyder att en kobolt-kromkonstruktion är styvare än en som är gjord av titan eller guldlegering med samma dimensioner. Man kan därmed minska dimensionerna av ett kobolt-kromskelett något (cirka 20 procent) utan att försämra hållfastheten jämfört med motsvarande konstruktion i en guldlegering [2].

HÅLLER PORSLINET?

Guldlegeringar med porslinsfasader lanserades på 1950-talet och ansågs länge överlägsna exempelvis kobolt-kromlegeringar när det gäller porslinsbindning, men senare års studier har visat att skillnaderna har utjämnats [5]. Man har helt enkelt lärt sig att hantera den kraftiga oxidationen på kobolt-kromytorna. För även om oxidationen skapar ett bra korrosionsmotsstånd medför den också en mer teknikkänslig porslinsbränning. Men porslinsmaterialen har utvecklats och i princip kan samma porsliner användas till både guld- och kobolt-kromlegeringar [2].

Bindningen mellan titan och porslin är mer problematisk, men här har vi heller inte 50–60 års erfarenhet att dra nytta av. För god bindning till titanet och optimala mekaniska egenskaper för porslinet krävs bland annat mycket exakta ugnstemperaturer. Temperaturangivelserna på många porslinsugnar är ofta missvisande och alla laboratorier känner inte själva till dessa problem [6]. Dessutom måste oxidskiktet på titanytan vara lagom tjockt för god bindning. Ofta används olika så kallade *bonding agents* för att förbättra porslinsbindningen. Studier har föreslagit *bonding agents* som tycks ha bättre egenskaper än de nu använda, men intresset från industrin för dessa har varit lågt. Trots alla dessa svårigheter tycks problemen med porslinsbindningen till titan ha minskat [6]. Även här har säkert ökad kunskap och färdighet på laboratorierna spelat in. Men förbättringspotentialen är fortfarande stor och det krävs omfattande investeringar, tid, kunskap och intresse för det tandtekniska laboratorium som vill hålla en hög kvalitet på sina titanarbeten.

Adhesiva frakturer, det vill säga att porslinet lossnar från metallytan, har minskat i takt med ökad hanteringsskicklighet, så var det med guld- och kobolt-kromlegeringarna och så är det också med titan. Om man har problem med detta i dag beror det sannolikt på felaktig hantering hos teknikern [2, 6].

Defekter som senare kan leda till sprickbildningar och ytfakturer kan lätt uppstå inne i porslinet under framställningen, oavsett hur bra det binder till en metall eller legering. Sådana kohesiva frakturer förekommer därför ofta, inte minst på titan, och visar hur teknikkänslig framställning och hantering är. Hög tuggbelastning och bristande stöd från underliggande metalldel kan även de bidra till frakturer. Dessutom har lågbrända porsliner *per se* sämre mekaniska egenskaper på grund av ett högre glasinnehåll [7, 8].



Fräst titanskelett för överkäksbro.



Implantatretinerad titan-porslinsbro.



Porslinsfrakturer på tandstödd bro i kobolt-krom.

»Guldlegeringar ... ansågs länge överlägsna ... men senare års studier har visat att skillnaderna har utjämnats.«

»Passformstudier på implantat visar dock att både titan- och kobolt-kromskelett går att framställa med passform som överträffar guldlegeringars.«

VAD ÄR VÄVNADSVÄNLIGT?

Hur bra passformen på en metallkonstruktion behöver vara för att inte orsaka skada finns det ingen enighet kring, speciellt inte när det gäller implantatkonstruktioner. Passformstudier på implantat visar dock att både titan- och kobolt-kromskelett går att framställa med passform som överträffar guldlegeringars [9, 10].

Alla metaller som används inom tandvården kan förknippas med överkänslighetsreaktioner och 8–15 procent av befolkningen är överkänslig mot nickel, kobolt eller krom, med den högsta förekomsten för nickel. Är man överkänslig mot nickel, finns en risk att man genom så kallad korsallergi också reagerar mot kobolt [1]. På senare tid har även guldallergier uppmärksammas. Vi vet till exempel att de som har mycket guld i munnen också i större utsträckning kan ha kontaktallergi mot guld [11]. Enstaka misstänkta fall av avvikande reaktioner mot titan har rapporterats, men orsakssammanhangen är svåra att påvisa eftersom de aktuella legeringarna har en komplex sammansättning och det därmed är svårt att klargöra vilken komponent som har orsakat reaktionerna [12]. Mer vanligt är att titan ses som ett alternativ vid överkänslighet mot andra metaller, exempelvis kobolt-kromlegeringar [13]. Men metallinnehållet i tandtekniska arbeten är inte alltid tydligt redovisat och det har förekommit nickel i konstruktioner där tandläkaren har beställt en nickelfri legering [14].

Korrosion är en av de faktorer som kan påverka om ett material tolereras av intilliggande vävnader och av kroppen i allmänhet. Inga dentala material är helt stabila utan ett jonutbyte med saliven äger alltid rum, i större eller mindre omfattning. Vilka material det handlar om, om de innehåller en eller flera faser, ojämnheter och sprickbildningar, salivens pH och sammansättning är alla faktorer som kan påverka graden av korrosion. Trots att läckaget från odontologiska konstruktioner är betydligt mindre än intaget av olika ämnen via födan kan man inte helt bortse från jonläckage från odontologiska konstruktioner när man diskuterar biologiska reaktioner. Vilka ämnen som läcker ut, kvantiteten och durationen är därför betydelsefullt [2].

Det finns många *in vitro*-studier som har undersökt metallers och legeringars påverkan på olika cellkulturer. Kobolt kan vara toxiskt för fibroblaster och tenderar att läcka ut i större omfattning än krom och titan, men läckaget för alla tre ämnena avtar med tiden [15, 16]. Det har därför föreslagits att kobolt-kromkonstruktioner ska förvaras i vatten under en vecka innan de lämnas ut till patienten [17].

Cellstudier har visat att epitelceller och fibroblaster trivs bättre på titanytor än på kobolt-kromytor [18]. Vidare har djurförsök visat god mjukvävnadsinläkning kring implantatdistanser av titan och zirconia, men sämre kring distanser av guldlegering [19]. Det saknas liknande studier för kobolt-krom.

När det gäller kliniska humanstudier är titans vävnadsvänlighet inte minst belagt av de många undersökningar som har gjorts av implantat. Ur materialsynpunkt är det med all sannolikhet nästintill helt riskfritt för patienten att ha titan-konstruktioner i munnen.

De kliniska studier som berör kobolt-kromlegeringar diskuterar i allmänhet inte biokompatibilitet. Studier som behandlar partialproteser eller emaljretinerade broar tar framför allt upp utformning, munhygienaspekter och estetik. Ett fåtal kliniska studier har följt upp konventionella, tandretinerade kronor och broar framställda i kobolt-kromlegeringar. Hållbarhet och funktion tycks vara goda, men någon mer ingående undersökning av biokompatibilitet finns inte beskriven. Inte heller på implantatområdet finns mer än några enstaka kliniska studier av kobolt-kromlegeringar. Några studier beskriver visserligen att man använder broar i kobolt-kromlegeringar, men man undersöker eller diskuterar inte närmare materialvalets betydelse ur biologiska perspektiv.

En av de kanske viktigaste, men tyvärr också ofta förbisedda, aspekterna när det gäller kobolt-kromlegeringar handlar om tandteknikernas arbetsmiljö. Ångorna från gjutprocesser eller annan upphettning, liksom slipdamm vid bearbetning kan vid intensiv och långvarig bearbetning medföra metallförgiftning eller kronisk astma, om inte utsugsapparaturen är god [20].

SLUTSATSER

Som tandläkare har vi ansvaret för vad vi stoppar i patientens mun och är skyldiga att arbeta enligt vetenskap och beprövad erfarenhet. Hur ska vi då agera när guldpriserna är höga och erfarenheten av nya tekniker är bristfällig eller inte tillämpas, som för titan och lågbrända porcelin, eller när vetenskapliga studier till stor del saknas, som för kobolt-kromlegeringar?

På kort sikt är vi sannolikt hänvisade till att ha båda alternativen i vår arsenal. Vi måste samtidigt lära oss mer och engagera oss i hur våra tandtekniker hanterar materialen på bästa sätt. På lite längre sikt bör vi förstås efterfråga ett bättre beslutsunderlag – fler och bättre studier!

ENGLISH SUMMARY

Cobalt-chromium or titanium – what shall we choose?

Lars Hjalmarsson

Tandläkartidningen 2013; 105 (4): 64–7

With high gold costs the interest for alternatives such as cobalt-chromium alloys and titanium

»På kort sikt är vi sannolikt hänvisade till att ha båda alternativen i vår arsenal ... På lite längre sikt bör vi förstås efterfråga ... fler och bättre studier!«

have increased, both for dental- and implant-supported prostheses. The two material groups are regarded as highly corrosion resistant and right handled in the dental laboratory their mechanical properties meet the requested demands for intra oral use. Due to the difficulties connected with traditional casting, not at least for cobalt-chromium alloys and titanium, alternative techniques such as milling from a metal block or sintering of metal granulae have been developed. Yet, questions about the ability to fuse porcelain to titanium and whether cobalt-chromium alloys are biocompatible have been raised. Due to high reactivity with other elements, especially at high temperatures, titanium demands knowledge and care in a higher degree than gold or cobalt-chromium alloys, concerning porcelain fusing. Further, since titanium transforms from one phase to another at 883°C, resulting in decreased ability to fuse porcelain to the surface, low-fused porcelains with inferior mechanical properties have to be used.

Even though problems with porcelain chipping remain, both for cobalt-chromium alloys and titanium, the problems have been reduced and fabrication of high quality prostheses seem to be possible, but demands a lot of the dental technician. The excellent biocompatibility of titanium is well documented, mainly from implant studies. On the other hand, when it comes to cobalt-chromium alloys, our knowledge is rather poor. Cell culture studies have raised doubts about the biocompatibility of cobalt-chrome alloys. Animal studies do not frequently focus on this subject and neither do the few published clinical human studies on cobalt-chromium alloys. What we do know, however, is that dust and fumes from the manufacturing of cobalt-chromium frameworks can be dangerous for the dental technician, if not right handled.

In the short run dentists will probably have to use both materials, in the long run we must ask for more knowledge and documentation – more and better scientific studies!

REFERENSER

1. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent* 2000; 83(2): 223–34.
2. Anusavice K (ed.). *Phillip's science of dental materials*. St Louis, Missouri: Elsevier; 2003.
3. Wang RR, Li Y. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4): 495–500.
4. Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont* 2011; 24(1): 46–8.
5. Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzaloni Saavedra Gde S, Paes-Junior TJ, Kimpara ET. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent* 2008; 99(1): 54–9.
6. Haag P. Porcelain veneering of titanium – clinical and technical aspects. *Swed Dent J* 2011(217): 11–75.
7. Ehrnford L. De vita materia- len i praktiken 2010–2011. Malmö: Lars Ehrnford; 2009.
8. Milleding PG, Molin M, Karlsson S. *Dentala helkramer i teori och praktik*. Stockholm: Gothia; 2005.
9. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 194–200.
10. Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg JI, Jemt T. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera(R) implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009.
11. Ahlgren C. Dental gold and contact allergy. *Swed Dent J* 2009; 200: 14–70.
12. Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, Maestro A. Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(8): 823–35.
13. Könönen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent* 1995; 73(1): 4–7.
14. Ekblom K, Smedberg JI, Moberg LE. Clinical evaluation of fixed partial dentures made in Sweden and China. *Swed Dent J* 2011; 35(3): 111–21.
15. Hjalmarsson L, Smedberg JI, Wennerberg A. Material degradation in implant-retained cobalt-chrome and titanium frameworks. *J Oral Rehabil* 2011; 38(1): 61–71.
16. Sabaliauskas V, Juciute R, Bukelskiene V, Rutkunas V, Trumpaite-Vanagiene R, Puriene A. In vitro evaluation of cytotoxicity of permanent prosthetic materials. *Stomatologija* 2011; 13(3): 75–80.
17. al-Hiyasat AS, Darmani H, Bashbshsheh OM. Cytotoxicity of dental casting alloys after conditioning in distilled water. *Int J Prosthodont* 2003; 16(6): 597–601.
18. Hjalmarsson L, Smedberg JI, Aronsson G, Wennerberg A. Cellular responses to cobalt-chrome and CP titanium – an in vitro comparison of frameworks for implant-retained oral prostheses. *Swed Dent J* 2011; 35(4): 177–86.
19. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998; 25(9): 721–7.
20. Ernekint C, Mårtensson H. *Basmetallegeringar för metallkeramik – tandtekniska aspekter*. Kunskapscentrum för Dentala Material, Socialstyrelsen. Stockholm: Socialstyrelsen; 2006.

En utökad referenslista finns tillgänglig hos författaren.

Söker du en vetenskaplig artikel ur *Tandläkartidningen*?

Den finns på www.tandlakartidningen.se

**TANDLÄKAR
TIDNINGEN**