

**CHRISTER BESSING**, Specialist i oral protetik, odontologie doktor, docent, Specialistkliniken för dentala implantat, Nacka

## Kobolt-kromlegeringar

– utmärkta alternativ till guldlegeringar för metallkeramik

⊙ Intresset för att använda kobolt-kromlegeringar för definitivt cementerade metallkeramiska konstruktioner är relativt nytt. Anledningen är framför allt ekonomisk. Priset för den guldbaserade legeringen är avsevärt högre. Sedan tio år tillbaka finns inte heller något författningsmässigt hinder mot användandet av kobolt-kromlegeringar för permanent cementering.

Om bytet till en alternativ legering ska vara ekonomiskt intressant får dock inte kostnadsbesparingen i material äventyras av en kostsammare framställningsteknik. Dessutom krävs det att hållfastheten och biokompatibiliteten hos den alternativa legeringen är minst lika bra som hos det traditionella alternativet. Efter en genomgång av befintliga alternativ framstår kobolt-kromlegeringar som de mest intressanta.

Det ansvar som svenska myndigheter tidigare tog genom att ange vilka legeringar som kunde tillåtas är numera överfört på tandläkaren. Därför är kunskap om de material som används för både kortvarigt och långvarigt bruk i munhålan av avgörande betydelse för varje kliniskt verksam tandläkare.

I artikeln presenteras författningsmässiga, ekonomiska, protetiska, tandtekniska och biologiska aspekter på användandet av alternativa legeringar för metallkeramiska arbeten med tonvikt på kobolt-kromlegeringar.

ACCEPTERAD FÖR PUBLICERING 31 JANUARI 2003

**T**andvårdsreformen för äldre (65+) har aktualiserat frågan om det är tillåtet, lämpligt eller kanske till och med rekommendabelt att använda kobolt-kromlegeringar för definitivt cementerade protetiska konstruktioner. Orsaken till frågeställningen är i första hand ekonomisk. Prisskillnaden mellan en konstruktion gjuten i en högädel guldbaserad legering och en som gjutits i kobolt-kromlegering är avsevärd. Betydelsefullt i sammanhanget är också att regelverket som rör vilka legeringar som får användas i munhålan ändrades i början av 1990-talet. Här presenteras författningsmässiga, ekonomiska, protetiska, tandtekniska och biologiska aspekter på användandet av kobolt-kromlegeringar för fast protetik.

Tidigare har endast legeringar som finns uppräpade på en lista från NIOM (Nordisk institutt for odontologisk materialprövning, Haslum, Norge) tillåtit för fast kron- och broprotetik för permanent bruk. Därutöver fick bland annat kobolt-kromlegeringar med högst 1 viktprocent nickel användas för långtidstemporära broar, etsbroar och fakultativt avtagbara konstruktioner men inte för permanent cementerade konstruktioner [1]. I en författning från Socialstyrelsen (SOSFS 1991:11) upphävdes dessa bestämmelser. Därmed försvann hindren för kobolt-kromlegeringar för permanent cementerade konstruktioner [2]. Användandet av kobolt-kromlegeringar för fasta protetiska konstruktioner för permanent bruk sker därmed inte längre i strid med gällande författningar. Användaren bör dock känna till och följa bestämmelserna i de författningar som rör medicintekniska produkter och kvalitetssystem [3–6].

### Ekonomiska konsekvenser

#### av tandvårdsreformen för personer 65+

Den nya tandvårdsreformen har lett till en större uppmärksamhet på materialkostnaden som är en stor andel av patientavgiften. Försäkringskassan ersätter merparten av tandläkarens arvode för protetiska åtgärder. I arvodet ingår även kostnaden för tandteknikerns arvode. Patienten betalar självriskerna på 7 700 kronor men därutöver också kostnaden för material, till exempel ädelmetallegeringar. För patienten riskerar materialkostnaden vid större broarbeten att bli kännbar. I relation till självriskerna för tandläkararvodet kan detta "tvinga" patienten att välja en enklare och inte fullt lika ändamålsenlig behandling.

Beroende på sitt ädelmetallinnehåll är materialkostnaden betydande för de gjutlegeringar för metallkeramik som till övervägande del används inom tandvården. Förutom priset per gram är även legeringens densitet en viktig faktor. En högädel legering har ofta en densitet på omkring 18 g/cm<sup>3</sup>. En fullbro med adekvat dimensionering kräver därför

åtskilliga gram metallegering. Beroende på dimensionering, antalet hängande led och den vertikala höjden på bron kan den debiterade vikten på en bro som omfattar 12 led uppgå till 40–50 gram. För en högädel legering avsedd för metallkeramik var i november 2002 en debitering på 200 kronor per gram i materialkostnad inte ovanlig. Materialkostnaden kan mycket väl hamna över självriskerna på 7 700 kronor, det vill säga mellan 8 000 och 10 000 kronor för en bro på 12 led. Patientkostnaden för en sådan bro blir därmed inte 7 700 kronor utan 15 700–17 700 kronor. Fasta protetiska konstruktioner blir med andra ord inte så ekonomiskt överkomliga för patienten som politikerna avsett och som många äldre patienter trots (och fortfarande tror). Här finns ett incitament till förmån för alternativa material med lägre materialkostnad, förutsatt att de är så pass bra att användningen kan försvaras.

### Finns det billigare alternativ?

#### Helkeramiska broar

För helkeramiska broar finns ingen kostnad för gjutmetall. Däremot tillkommer det en materialkostnad för det keramiska materialet. Tillsammans med användandet av högre latituder i tandläkarnas prislistor blir prisskillnaden liten jämfört med traditionella metallkeramiska broar. Dessutom lämpar sig för närvarande inte den helkeramiska tekniken för stora brokonstruktioner.

Artikeln kommer därför att begränsas till metallkeramiska broar och till att mer ingående diskutera hur valet av metall/metallegering kan påverka total ekonomin för ett tandtekniskt broarbete.

#### Kostnadsbesparing — på vad?

Den andel av den tandtekniska fakturan som utgörs av kostnaden för ädelmetallegering uppgår ofta till nära hälften av totalsumman (=arvode plus material). En övergång till alternativa, billigare, konstruktionsmaterial kräver ofta mer av laboratoriet i arbetstid och medför risk för tidsödande justeringar, omgjutningar, med mera. Ett högre teknikerarvode riskerar att "äta upp" den kostnadsbesparing som det lägre materialpriset medför. Man måste därför noga analysera hela processen ur kostnadssynpunkt och inte enbart fokusera på materialdelens pris.

#### Lågädlä mk-legeringar

Ädelmetallegeringar med en annan sammansättning än de traditionella högädlä legeringarna är ur kostnadssynpunkt relativt ointressanta för närvarande. Guldinnehållet har minskats i sådana legeringar. För att kunna uppnå ett bättre pris har istället palladium tillsatts i varierande mängd. Förutom guld är platina och palladium de kom-

ponenter som påverkar legeringens pris. Platina är en betydligt dyrare metall än guld. Palladium var tidigare en relativt billig ädelmetall, men på grund av stigande efterfrågan och begränsad tillgänglighet är palladiumpriset i dag högre än guldpriset. Detta innebär till exempel att legeringar där man ersatt guld med palladium för att få en lägre kostnad inte längre är kostnadsmässigt konkurrenskraftiga. Därför lämnar vi denna typ av lågädlade legeringar för metallkeramik för att istället diskutera olegerad titan och basmetallegeringar.

#### Titan

Titan har använts för metallkeramiska arbeten under drygt ett decennium. På grund av metallens strukturomvandling vid 882,5°C kan endast lågbrända porslinsmassor användas. Metallens egenskaper innebär även att gjutning endast kan ske med en speciell gjututrustning [7]. Alternativt kan metallkonstruktionen framställas genom fräsning/kallbearbetning med CAD/CAM-teknik [8]. Framställningsprocessen, inklusive eventuell sammanfogning av frästa konstruktionselement, kräver en mycket specialiserad och dyrbar laboratorieutrustning. Sammantaget kan man konstatera att bearbetning av titan är teknikkänsligt och innebär höga investeringskostnader för laboratoriet. Dessa två faktorer reducerar den potentiella kostnadsbesparingen när man använder sig av den avsevärt billigare titanmetallen. Kort sagt; laboratoriet måste debitera mer per led när titan används för metallkeramiska arbeten.

Något som kan reducera den initiala besparingen ytterligare är den risk för tekniska komplikationer hos broarbetet som kan inträffa sedan det satts fast. Jämfört med konventionell metallkeramik är bland annat risken för porslinsfrakturer högre på grund av det lågbrända porslin som man måste använda vid titanarbeten [9]. Med tanke på att titans hållfasthet inte är bättre än högädlade legeringars hållfasthet finns det risk för spänningar och/eller frakturer i metallstommen i de fall där det inte varit möjligt att dimensionera konstruktionen optimalt. Det finns även en risk för fogfrak-

turer när man utfört sammanfogningar av konstruktionselementen.

Titan må vara ett av de biologiskt mest kompatibla material vi känner till, men det gör inte metallen till det ideala materialet för metallkeramiska broarbeten. Det kan ifrågasättas om titan, gjuten eller kallbearbetad, kan betraktas som det mest intressanta alternativet till användandet av högädlade metallkeramiklegeringar.

#### Basmetallegeringar

De så kallade basmetallegeringarna kan uppdelas i kobolt-kromlegeringar och nickel-kromlegeringar. Inom odontologin har kobolt-kromlegeringar sedan slutet av 1920-talet huvudsakligen använts för skelett till partialproteser. På grund av den metallblänkande ytan har legeringen kallats såväl ”dentala ställiter” som ”stål”. Den senare benämningen används ofta helt felaktigt eftersom stål är en järnlegering. I kobolt-kromlegeringar utgörs basen (huvudkomponenten), cirka 60 viktprocent, av metallen kobolt. Krom är den näst viktigaste beståndsdel med 25–30 viktprocent. Därutöver finns ofta mindre mängder molybden och wolfram samt tillsatser av till exempel kisel, mangan, järn och cerium (tabell 1).

#### Nickel-kromlegeringar

Utomlands har nickel-kromlegeringar sedan länge använts för metallkeramik. Nickel har i denna legering ersatt den dyrbarare koboltmetallen. Nickel gör legeringen mindre hård och lättare att kallbearbeta samt sänker gjuttemperaturer. Dessvärre minskar nickel legeringens korrosionsmotstånd. Trots ett lågt pris har nickel-kromlegeringar framför allt av biologiska skäl hittills ansetts vara ointressanta på den svenska marknaden. Istället framstår kobolt-kromlegeringarna som det mest intressanta alternativet. De kombinerar ett lågt pris (cirka en åttiondedel av priset för de guld-baserade legeringarna) med utmärkta mekaniska och biologiska egenskaper.

#### Risker med nickel och beryllium

Inom svensk odontologi finns betydande erfarenheter och kunskap om kobolt-kromlegeringar avsedda för gjutning av skelett för avtagbara partiella plattproteser. Däremot saknas det i stor utsträckning motsvarande kunskaper om de legeringar som är avsedda för metallkeramiska arbeten. Sedan länge är det klarlagt att de risker som är förknippade med basmetallegeringar kan knytas till förekomsten av nickel och beryllium. Nickel anses ha en allergen potential, även om det från vissa håll ifrågasatts om nickel verkligen innebär en fara för allergi vid kontakt via munhålan.

Beryllium är en toxisk metall som förekommer i

**TABELL 1.** Den procentuella sammansättningen hos tre olika kobolt-kromlegeringar. Chromodur (Austenal GmbH, Köln, Tyskland) är avsedd för skelett till partialproteser, Wirobond C (Bego, Bremen, Tyskland) och Bondi-Loy (Austenal GmbH, Köln, Tyskland) är avsedda för metallkeramik (fabrikanternas uppgifter).

	Chromodur	Wirobond C	Bondi-Loy
Co	62	61	66,5
Cr	28	26	27
Mo	5,5	6	5
Resterande till 100 %	Mn, Si, C	W, Si, Fe, Ce, C	Si, Mn

vissa basmetallegeringar och som framför allt tillsetts för att sänka smälttemperaturen och förbättra gjutbarheten. Toxisk påverkan är närmast utslutande en risk för tandteknikern som måste skydda sig mot inandning av slipstof, damm och metallångor vid framställningen av tandtekniska arbeten som innehåller beryllium. Till min kännedom finns det inga berylliumhaltiga basmetallegeringar på den svenska marknaden. Därmed kan risken för förgiftning av beryllium inom svensk tandvård avvisas.

En nära 30 år gammal författning från Socialstyrelsen som avrådde från användning av dentala gjutlegeringar innehållande nickel om högst 1 viktprocent har genom en senare författningstext upphört att gälla [2]. Trots det uppfyller de kobolt-kromlegeringar som finns på den svenska marknaden i dag även intentionerna hos de äldre föreskrifterna. Därmed kan vi lämna nickel- och berylliumhaltiga basmetallegeringar och istället diskutera kobolt-kromlegeringarnas egenskaper och användningsområden.

#### Egenskaper hos kobolt-kromlegeringar

Förenklat uttryckt bidrar kobolt med egenskaper som ökar legeringens hårdhet och styrka, medan krom gör legeringen motståndskraftig mot korrosion. Korrosionsmotståndet hos kobolt-kromlegeringen beror på den oxid som momentant bildas i närvaro av syre. Kromoxiden ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ) är synnerligen stabil i den orala miljön. En skada i oxidskiktet läker av sig själv, vilket gör legeringen utomordentligt lämpad för protetiska arbeten. Materialet är mycket korrosionsresistent (elektrokemiskt passivt). Som exempel se Mezger et al 1988 [10]. Det höga korrosionsmotståndet medför att frisättningen av metalljoner i munhålets vätskefas är minimal. Följaktligen är kobolt-kromlegeringars biokompatibilitet utmärkt. Detta förklarar den omfattande användningen av legeringarna för ledimplantat, till exempel höftimplantat. Det bör dock betonas att det inte finns något material som aldrig, vid något tillfälle hos någon enskild individ, frisätter någon del av sin massa. Exempelvis visade Stenberg att metalljoner frisattes från en kobolt-kromlegering i munmiljön hos försökspersoner [11]. I en sammanställning av dentala gjutlegeringars sidoeffekter konstaterades att alla gjutlegeringar har potential att utlösa avvikande reaktioner hos enstaka överkänsliga patienter [12]. För en översikt av dentala gjutlegeringars biokompatibilitet se Wataha 2000 [13].

Kobolt-kromlegeringar är absolut dominerande till skelett för avtagbara partiella plattproteser. De används även i hög utsträckning vid framställning av emaljretinerade konstruktioner, så kallade etsbroar. De traditionella kobolt-kromlegeringar

**TABELL 2.** Mekaniska egenskaper hos två kobolt-kromlegeringar (Wirobond C, Bego, Bremen, Tyskland) och Bondi-Loy (Austenal GmbH, Köln, Tyskland) och en högguldlegering (M-3, KAR Sjödings, Kista, Sverige), samtliga avsedda för metallkeramiska arbeten (fabrikanternas uppgifter).

	Wirobond C	Bondi-Loy	M-3
Elasticitetsmodul, MPa	210	220	112
Hårdhet, Vickers	310	300	200
0,2 % resttöjningsgräns, MPa	480	520	600
Smältintervall, °C	1270–1380	1320–1400	1150–1200

na som är avsedda för partialproteser har inte optimala egenskaper för bindning mellan porslin och metall. Det yttre oxidskiktet tenderar att bli för tjockt och på grund av att oxidens hållfasthet är begränsad har bindningsstyrkan mellan metall och porslin påverkats negativt. Nyutvecklade kobolt-kromlegeringar som är speciellt avsedda för fast metallkeramik har funnits en tid på marknaden. Enligt fabrikanterna har oxidskiktets tjocklek och den termiska expansionskoefficienten anpassats för att kunna åstadkomma en optimerad bindning till keramen.

De mekaniska egenskaperna hos basmetallegeringar är i några avseenden överlägsna dem hos de guldbaserade legeringarna. I tabell 2 exemplifieras hållfasthetsegenskaperna hos två olika kobolt-kromlegeringar för metallkeramiska arbeten och en högädel MK-legering. Samtliga är CE-märkta och uppfyller kraven i gällande ISO-standarder [14–16]. Viktigast är att *elasticitetsmodulen* (se faktaruta) är dubbelt så stor hos kobolt-kromlegeringarna som hos de guldbaserade. Hårdheten är högre samtidigt som *sträcktöjningsgränsen* (se faktaruta) är i ungefär samma storleksordning. Temperaturen för att smälta en kobolt-kromlegering är betydligt högre.

Tack vare kobolt-kromlegeringens högre elasticitetsmodul kan dimensioneringen av den gjutna konstruktionen minskas. Detta innebär kliniska fördelar när metallkeramiska arbeten ska utföras och betthöjden är låg, det vill säga när det vertikala utrymmet för metallkonstruktionen är begränsat. Vidare innebär den högre elasticitetsmodulen att risken för elastisk deformation, och därmed sammanhängande risk för spänningar i metallkonstruktionen med åtföljande risk för porslinsfrakturer, blir mindre. Detta är särskilt fördelaktigt vid långa brospann och/eller låg betthöjd.

#### Nackdelar med kobolt-kromlegeringar för metallkeramik

Den högre hårdheten innebär både en tandteknisk och klinisk nackdel. Kobolt-kromlegeringar är

#### Ordförklaringar

**Elasticitetsmodul:** uttryck för ett materials styvhet vid belastning

**Sträcktöjningsgräns:** gränsen för när, under belastning, ett material övergår från att deformeras elastiskt till att deformeras plastiskt

svårare och mer tidsödande att kallbearbeta, till exempel slipa och polera. Dessutom ökar slitaget på de skärande instrumenten (fräsar, stenar och diamanter). Detta, tillsammans med att tiden för att framställa ett tandtekniskt arbete blir längre, innebär att laboratoriet måste kompensera sig ekonomiskt. Vidare får den högre hårdheten följden att det blir kliniskt svårare och mer tidsödande att avlägsna en redan cementerad bro i de fall som arbetet måste göras om. Detta påverkar kostnaden för det protetiska arvodet, räknat över konstruktionens hela livscykel.

Den något lägre sträcktningsgränsen innebär inga kliniska problem så länge som konstruktionen inte underdimensioneras radikalt. Den högre smälttemperaturen innebär mindre risk för deformation vid porslinsbränning eftersom temperaturintervallet mellan porslinets bränntemperatur och metalllegeringens smälttemperatur är betydligt större än för de guldbaserade legeringarna. Gjutning av kobolt-kromlegeringar är tekniskt svårare och kräver en induktionsgjutapparat på grund av den höga gjuttemperaturen. Den termiska kontraktionen är större än hos de guldbaserade legeringarna vilket betyder att man måste ta hänsyn vid val av inbäddningsmassa med tanke på tillblandning och expansion.

Sammanfattningsvis kan man konstatera att kobolt-kromlegeringarnas egenskaper innebär stora kliniska fördelar men att den tandtekniska framställningen blir något mer komplicerad och tidsödande. Det är därför rimligt att dentallaboratoriet debiterar ett högre arvode för ett metallkeramiskt arbete i kobolt-kromlegering än för motsvarande arbete i en högädel metallkeramiklegering.

#### Erfarenheter och kunskapsutveckling

Utomlands har basmetallegeringar, företrädesvis nickel-kromlegeringar, under en lång tid använts för metallkeramiska arbeten. Erfarenheten av kobolt-kromlegeringar är dock mer begränsad [17]. Om metallkeramiska konstruktioner baserade på kobolt-kromlegeringar ska kunna bli en vardaglig rutin med säkerställd kvalitet och förutsägbart resultat finns det all anledning att utveckla de tandtekniska metoderna. För tandläkaren får ett skifte till kobolt-kromlegeringar betydligt mindre konsekvenser än för tandteknikern. Tandläkaren måste dock ta ställning till eventuella biologiska risker, till exempel kobolt- eller kromallergi. Tandläkaren måste också vara införstådd med att slipningen av metallytan blir svårare och att det resulterar i större instrumentslitage än brukligt. Det är också betydligt mer tidsödande att avlägsna en kobolt-krombro som cementerats med permanent cement.

#### Konklusion

Ett sammanvägande av kobolt-kromlegeringars för- och nackdelar resulterar i att de visar sig vara lämpliga att använda för metallkeramiska broar avsedda för fast cementering. Materialkostnaden för patienten kan tänkas reduceras till cirka hälften av kostnaden för den högädda gjutlegeringen. Materialvalet ska emellertid inte enbart baseras på ekonomiska kriterier utan bör utgå från individen samt tandläkarens kännedom om patienten. Patienten ska informeras om alternativen inte bara ur kostnadssynpunkt, utan också vad gäller hållfasthet och biokompatibilitet. Det är viktigt att påpeka att tandläkaren har det odontologiska och slutliga ansvaret för valet av legeringsmaterial. Det ansvar som svenska myndigheter tidigare tog genom att ange vilka legeringar som kunde tillåtas är numera överfört på tandläkaren. Därför är kunskap om de material som används för både kortvarigt och långvarigt bruk i munhålan av avgörande betydelse för varje kliniskt verksam tandläkare.

#### English summary

##### Cobalt-chromium alloys

– excellent alternatives to high-gold alloys intended for metal ceramics

Christer Bessing

*Tandläkartidningen* 2003; 95 (8): 38–43

Cobalt-chromium alloys for permanent metal-ceramic fixed prostheses have been in focus during the last few months. The reason is the reformation of the reimbursement regulations of dental care for elderly people (65+), which cuts the patient fees considerably. However, patients must always pay 100 % of the materials used, such as noble alloys. Using high-gold alloys, the cost of the alloy might exceed the maximised dentist fee of SEK 7.700:–. The reduction of materials costs should not be neutralised by increased production costs due to a more difficult and complicated process. To ensure patient safety, alternative materials should have equal, or better, mechanical properties and biocompatibility.

The article deals with different alternatives to high-gold alloys intended for metal-ceramic fixed prostheses. In conclusion, the cobalt-chromium alloys are recommended. The cost reduction is considered to be about half the cost of the high-gold alloys. It is imperative that the patient is informed of the material choice and that this choice is with the patient's consent. However, it must be stressed that the dentist can never escape full responsibility for the choice of materials to be used, temporarily or permanently.

**Referenser**

1. Socialstyrelsens föreskrifter och allmänna råd om användandet av dentala gjutlegeringar, ingående i tandtekniska arbeten. SOSFS 1988: 3.
2. Upphävandet av vissa föreskrifter och allmänna råd inom tandvården. SOSFS 1991: 11.
3. Socialstyrelsens föreskrifter och allmänna råd: Medicintekniska produkter. SOSFS 1994: 20.
4. Socialstyrelsens föreskrifter och allmänna råd. Kvalitetssystem i hälso- och sjukvården. SOSFS 1996: 24.
5. Socialstyrelsens föreskrifter och allmänna råd om användning och egentillverkning av medicintekniska produkter i hälso- och sjukvården. SOSFS 2001: 12.
6. Läkemedelsverkets föreskrifter om medicintekniska produkter. LFVS 2001: 6.
7. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. Swed Dent J 1992; 16: 109–13.
8. Andersson M. Procera, a new system for fabrication of artificial dental crowns. Processrelated and clinical studies. Umeå Odontological Dissertations Abstract 62, 1996.
9. Walter M, Reppel PD, Boning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. J Oral Rehabil 1999; 26: 91–6.
10. Mezger PR, Vrijhoef MMA, Newman SM, Greener EH. The corrosion resistance of a new cobalt-chromium-molybdenum alloy. J Oral Rehabil 1988; 15: 421–8.
11. Stenberg T. Release of cobalt from cobalt-chromium alloy constructions in the oral cavity of man. Scand J Dent Res 1982; 90: 472–9.
12. Hensten-Pettersen A. Casting alloys: Side-effects. Adv Dent Res 1992; 6: 38–43.
13. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent 2002; 87: 351–63.
14. Metal-ceramic dental restorative systems. ISO 9693, 1999.
15. Dental base metal casting alloy – Part 1 Cobalt based alloys. ISO 6871–1, 1994.
16. Dental casting gold alloys. ISO 1562, 1993.
17. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Prosthet Dent 2000; 83: 223–34.

*Adress:*

Christer Bessing, Specialistkliniken  
 för Dentala Implantat, Värmdövägen 121, 131 37 Nacka  
 Tel 08–718 30 50, Fax 08–718 00 13  
 e-post: bessing.specklin@zeta.telenordia.se