
Guld, titan eller kobolt-krom för fast protetik

CHRISTER BESSING

Bakgrund och historik

Under lång tid har guldlegeringar dominerat framställningen av kronor och broar. Ett gott utseendemässigt resultat nåddes med inslipade porslinsfasader, men retentionen av fasaderna till guldkonstruktionen var ett problem. Dessa porslinsfasader ersattes på sjuttioalet av härdplastfasader, som inte alltid erbjöd bättre retention än platinakrampongfasaderna av porslin. Platen gynnades dock av ett betydligt enklare handhavande. Regelmässigt uppvisade plastfasaderna dåligt nötningsmotstånd, samt mindre bra färgstabilitet. I och med att det blev möjligt att bränna porslin på ett metallsubstrat (US Patent 3,052,982, 1962) ökade användningen av metallkeramiska legeringar (MK-legeringar) successivt. Efter att ha samexisterat en tid kom MK-legeringar på åttiotalet och framåt att mer eller mindre dominera marknaden. Även idag har MK-legeringar en utbredd användning, trots att indikationsområdet för olika typer av helkeramiska konstruktioner utökats.

MK-legeringarna är till sin karaktär antingen ädla eller oädla. De ädla legeringarna innehåller, som sina huvudbeståndsdelar, varierande proportioner guld, platina och inte sällan palladium. De oädla legeringarna innehåller olika kombinationer av så kallade basmetaller som kobolt, krom, nickel och molybden. I tidsperioder när ädelmetallerna varit särskilt kostsamma har en för-

skjutning från ädelmetallegeringar till billigare legeringar skett. Förutom basmetallegeringar har lågädlä legeringar, såsom låg-guldlegeringar (legeringar med ett ädelmetallinnehåll understigande 75 vikt %) och silver-palladiumlegeringar, under perioder ökat i användning. Tack vare avancerad teknikutveckling är det sedan en längre tid möjligt att framställa kronor och broar i metallen titan, antingen i kombination med plastfasader eller med påbränt porslin. Metalldelen har då framställts genom en speciell gjutprocess eller genom något slag av frästeknik.

För vår fasta protetik har vi i dag således flera alternativa metaller att välja mellan¹. I likhet med andra valsituationer måste man ta ställning till ett antal faktorer och varje val medför naturligtvis både för- och nackdelar. Hur stor betydelse varje faktor kan tillskrivas beror på den aktuella situationen. Speciellt viktiga aspekter är pris, biologiska egenskaper, mekaniska egenskaper och porslinsbindning.

Pris

Kostnadsaspekten är något mer komplicerad än vad man först föreställer sig. Priset på metallen eller legeringen sätts i kronor per gram och detta pris skiljer sig i allra högsta grad mellan alternativen. För ädelmetallerna ändras priset varje dag. Guldlegeringar och högädlä MK-legeringar har ett dagspris baserat på noteringen på metallbörsen i London. Detta pris sätts i US-dollar per troy ounce (1 troy ounce = 31,1 g). I och med dollarns fluktuationer gentemot de skandinaviska valutorna kommer legeringspriset (exempelvis i kronor räknat) att avgöras av både metallpriset och valutakursen.

Mycket grovt räknat kostar palladium för närvarande ungefär hälften så mycket som guld, som i sin tur kostar ungefär hälften så mycket som platina. Alla tre är viktiga legeringselement i de högädlä MK-legeringarna och vissa har ett ädelmetallinnehåll på 96-97 viktprocent. I jämförelse med de ädlä MK-legeringarna

kostar basmetallegeringarna (t ex koboltkrom) blott en eller två hundradelar av kostnaden för den ädla metallegeringen. En sådan metallkostnad är nära nog försumbar och därmed är priset något som talar till de oädla metallegeringarnas fördel.

Ytterligare en faktor i sammanhanget är materialets densitet. En högädel MK-legering har en densitet på ca 18 g/cm³ jämfört med en silver-palladiumlegering, vars densitet ligger kring 11g/cm³. Eftersom det är volym som bygger upp rekonstruktionen, kommer en hög densitet att leda till en hög åtgång (i gram räknat) av ifrågakvarande gjutguldlegering. Det är inte ovanligt att stora broar på 12-14 led väger 40-50 gram om en högädel metallkeramiklegering används. I sådana fall kan materialkostnaden bringas ned till ett minimum om en oädel metall eller metallegering istället väljs.

Det leder dock lätt fel att enbart se till materialpriset. Det tandtekniska arvodet för en metallkeramisk krona i koboltkrom eller titan är nämligen inte sällan något högre. Detta tillägg till arvodet kan motiveras av dels det merarbete som krävs av tandteknikern, dels annorlunda utrustningskrav. När det gäller koboltkromlegeringar är den manuella tillpassningen och slipningen tyngre och mer tidskrävande. Om metallkonstruktionen görs i titan krävs för framställningen en mer avancerad och speciell utrustning än för gjutning av högädla MK-legeringar. Vid stora broarbeten, där legeringsvolymen är betydande, kan den ekonomiska besparingen ändå bli substantiell eftersom materialkostnaden för oädel metall är så mycket lägre. För många patienter kan därför prisskillnaden mellan en guldlegering och en basmetallegering vara avgörande när materialvalet skall göras.

Det är gott och väl att koboltkrom och titan är så mycket billigare än guld, men hur är det med säkerhet och kvalitet? Kan jag som tandläkare med gott samvete rekommendera något annat än guld? Det är ingen lätt fråga att besvara och det finns ett antal aspekter att ta hänsyn till. Grundläggande är att ett materials egenskaper, t ex hållfasthet, men också biologiska säkerhet, i

högsta grad är sammanknippade med dess sammansättning och struktur.

Sammansättning

Guldlegeringar

Varje legering, där guld ingår, betecknas som en guldlegering. Dentala guldlegeringar innehåller, förutom guld också andra ädelmetaller, såsom platina och palladium. Guldlegeringar finns både för fasader i hårdplast och för metallkeramik.

Guldlegeringar för fasader i hårdplast

Gjutlegeringar för plastfasader kan delas upp i två kategorier beroende på ädelmetallinnehållet. För att uppfylla kraven i ISO-standarderna för *låg*guldlegeringar (ISO 8891) måste ädelmetallinnehållet överstiga 25 vikt % men understiga 75 vikt %. För att uppfylla kraven i ISO-standarderna för *hög*guldlegeringar (ISO 1562) måste ädelmetallinnehållet vara minst 75 vikt %. I båda angivna standarder görs en typindelning 1-4 beroende på mekaniska egenskaper som resttöjningsgräns (uttrycks i MPa och är ett värde på brott hållfastheten) och töjbarhet (uttrycks i %). De vanligast använda dentala gjutguldlegeringarna tillhör Typ 3 och har en resttöjningsgräns på 240 MPa samt en töjbarhet på 12 %. Dessa i dag klassiska guldlegeringar kombineras med fasader i plast, men nu för tiden används denna legeringstyp endast i liten omfattning.

Legeringar för metallkeramik

Legeringar för metallkeramik kan vara både högädlade, lågädlade och oädlade. Guld, platina och palladium utgör huvudparten (ofta runt 95 vikt %) av metallinnehållet i en högädel legering medan

ädelmetallinnehållet i en lågädel legering oftast ligger på drygt 50 vikt %. Därutöver ingår bland annat en kombination av flera av metallerna silver, järn, indium, zink och tenn i varierande mängder. De oädla metallegeringarna benämns ofta basmetallegeringar och innehåller varierande halter av kobolt, nickel, krom, molybden och ibland beryllium.

Basmetallegeringar

I kobolt-kromlegeringar utgörs basen (huvudkomponenten) av metallen kobolt (Co), ca 60 vikt %. Förutom kobolt är krom (Cr) den viktigaste beståndsdel, 25-30 vikt %. Därutöver finns ofta mindre mängder molybden (Mo), volfram (W) samt tillsatser av t.ex. kisel (Si), mangan (Mn), järn (Fe), cerium (Ce) och kol (C), se Tabell 1.

Tabell 1. Genomsnittlig sammansättning hos några typer av basmetallegeringar (efter Wataha JC¹).

Typ av legering	Genomsnittlig sammansättning (huvudbeståndsdelar), vikt %
Ni-Cr-Be	Ni 77, Cr 13, Be 2, C 0,1
Ni-Cr („hög-Cr“)	Ni 65, Cr 23
Ni-Cr	Ni 69, Cr 16
Co-Cr	Co 56, Cr 25

I den internationella standarden (ISO 9693) för material för metallkeramiska arbeten finns inga krav på specificerade halter av legeringselement, utan endast krav på mekaniska egenskaper och porslinsbindning. Därmed kan ett stort antal legeringar, ädla som oädla, liksom olegerat titan, testas mot denna standard. Sammansättningen är i hög grad avgörande för legeringens korrosionsegenskaper, vilka i sin tur påverkar de biologiska egenskaperna. De mekaniska egenskaperna och porslinsbindningen är naturligtvis också en funktion av sammansättningen.

Titan

Titan används olegerat som „ren“ metall eller legerat med t ex aluminium och vanadin. Titanlegeringar är dock ovanliga inom tandvården. Ren titan delas in i olika grader beroende på halten av föroreningar. Den olegerade metallen (c.p. = commercial pure) klassificeras i graderna 1-4,7. Inom odontologin är titan grad 1 och 2 mest använt.

Biologiska egenskaper

En legerings egenskaper bestäms av dess sammansättning, dess termiska och dess mekaniska historia. De enskilda metallernas egenskaper styr hur legeringen uppträder, varför sammansättningen är den faktor som har störst betydelse.

Legeringens egenskaper påverkas också i hög grad av det sätt på vilket legeringen hanteras i samband med gjutning, lödning och annan värmebehandling (inklusive den vid porslinsbränning). Dessutom har också kallbearbetningen, exempelvis slipning och polering, stor betydelse för legeringars egenskaper.

Det ligger nära till hands att fråga sig om kobolt-krom eller titan på något sätt skiljer sig från ädelmetallegeringarna när det gäller biologisk säkerhet. Biologisk påverkan av ett metalliskt material förutsätter frisättning av metalljoner. Sådan frisättning av joner sker vid korrosion av metallen eller metallegeringen.

Definitionsmässigt korroderar ädla metaller och metallegeringar mindre än oädla. Emellertid beror korrosionen ej enbart på graden av ädelhet. Om den oädla metallen eller legeringen skyddas av ett passiverande skikt, bromsas eller upphör korrosionen. Så är fallet med titan, som täcks av ett stabilt oxidlager (TiO_2), och kobolt-kromlegeringen, vars yta täcks av en likaledes stabil oxid (Cr_2O_3). Omfattande vetenskap tillsammans med klinisk erfarenhet har visat att titan, trots att metallen är oädel, har

en närmast försumbar negativ inverkan på biologisk vävnad (tänk på titanimplantat).

Basmetallegeringar korroderar i varierande omfattning beroende på sammansättningen. Kobolt-kromlegeringarna har en heterogen mikrostruktur, vilket innebär att flera faser förekommer. Sammansättningen skiljer sig mellan faserna och detta är en omständighet som gynnar uppkomsten av korrosion. Innehållet av krom gör dock legeringen motståndskraftig mot korrosion genom bildning av ett elektrolytiskt passiverande ytlager av kromoxid (Cr_2O_3). Kobolt-kromlegeringar är därför relativt korrosionsresistenta (elektrokemiskt passiva).

Korrosion och frisättning av metalljoner är alltså en nödvändig förutsättning för interaktion med biologisk vävnad och därmed uppkomst av biologiska effekter^{2,3}. Även mekanisk nötning har betydelse för frisättning av metaller. Det biologiska svaret på en exponering beror på vilket element som löses ut och i hur stor mängd, samt durationen för vävnadsexponeringen. Exponering kan, teoretiskt sett, ge upphov till mutagena, systemtoxiska, lokaltoxiska och allergiska effekter. Vad vet vi då om biologiska effekter?

Toxiska effekter är dosberoende. Det saknas stöd i vetenskaplig litteratur för att i Skandinavien använda dentala legeringar är carcinogena och varken systemtoxiska eller lokaltoxiska effekter har kunnat påvisas. Påpekas bör, att beryllium, som förekommer i basmetallegeringar använda i bland annat USA, kan ge upphov till toxiska effekter hos tandtekniker som arbetar med metallen. Legeringar innehållande beryllium bör därför undvikas inte minst av arbetsmiljöskäl.

Metalljoner kan inte ensamma agera som allergener, utan måste binda till proteiner för att ett allergiskt svar från vävnaden skall kunna uppstå. Allergiska reaktioner är icke-dosberoende, men det anses att ett tröskelvärde existerar under vilket ingen reaktion uppträder. I olika studier över metallallergier har påvisats en förekomst om ca 10-15 % för nickel och något därunder för kobolt och krom. Exponeringsfrekvensen för de olika metal-

lerna varierar dock kraftigt i befolkningen: kvinnor är överrepresenterade vad gäller nickelallergi³. Risken för exponering för nickel är inte bara stor, förutsättningarna för frisättning av nickeljoner är också betydande.

Kobolt och krom visade sig, näst efter nickel, ge upphov till de flesta överkänslighetsreaktionerna vid lapptest på försökspersoner⁴. I en retrospektiv klinisk studie avseende biverkningar från gjutlegeringar bedömdes i nära 10 % av fallen allergi kunna var bidragande till patienternas besvär⁵. Hos personer överkänsliga för kobolt och/eller krom kan användningen av kobolt-kromlegeringar utgöra en allergirisk. Nickelbaserade basmetallegeringar bör helt undvikas på grund av sensibiliseringsrisken för nickel.

I den vetenskapliga litteraturen finns flera rapporter som antyder sensibiliseringsrisk för metallen palladium och även att en risk för korsensibilisering skulle kunna föreligga mellan nickel och palladium. Guldallergi är inte heller en alldeles ovanlig företeelse.

Mekaniska egenskaper

Guldlegeringar

I gällande ISO-standarder (1562, 8891, 9693) anges specificerade krav vad avser proportionalitetsgräns (mäts i MPa och beskriver brotthållfastheten) och töjning (%). De mekaniska egenskaperna hos vanliga guldbaserade MK-legeringar är varje protetiskt intresserad tandläkare bekant med och dessa legeringar får därför tjäna som underlag för jämförelser med kobolt-kromlegeringar och titanmetall. I Tabell 2 visas värden för några hållfasthetsegenskaper hos en kobolt-kromlegering för metallkeramiska arbeten, en ädel MK-legering och olegerat (c.p.) titan grad 2.

Tabell 2. Några hållfasthetsvärden och smälttemperatur för en högädel MK-legering, en kobolt-kromlegering och olegerat (c.p.) titan grad 2.

	Högädel MK-legering ¹	Co-Cr-legering ²	Olegerat titan, grad 2 ³
Elasticitetsmodul, GPa	112	210	105
Hårdhet, Vickers	200	310	145
0,2 % resttöjningsgräns, MPa	600	480	275-410
Smältintervall och smältpunkt, °C	1150-1200	1270-1380	1665

¹⁾ Sjödings M-3, K.A. Rasmussen AB, Stockholm, Sverige

²⁾ Wirobond C, Bego GmbH & Co., Bremen, Tyskland

³⁾ Matweb, Material Property Data, www.matweb.com

Kobolt-kromlegeringar

De mekaniska egenskaperna hos kobolt-kromlegeringar är i några avseenden överlägsna dem hos de guldbaserade legeringarna. Betydelsefull är elasticitetsmodulen (E-modulen), som är ett uttryck för ett materials styvhet. Den är ungefär dubbelt så hög för kobolt-kromlegeringarna som för både de guldbaserade legeringarna och titan. Hårdheten är högre samtidigt som resttöjningsgränsen (gränsen för när, under belastning, ett material övergår från att deformeras elastiskt till att deformeras plastiskt) är i ungefär samma storleksordning. Temperaturen för att smälta en kobolt-kromlegering är betydligt högre än för de guldbaserade.

Kobolt bidrar till kobolt-kromlegeringens hårdhet och E-modul, men hållfastheten gynnas också av molybdeninnehållet. Innehåll av någon tiondels vikt % kol ökar hårdheten signifikant genom bildning av karbider.

I de guldlegeringar, som inte är avsedda för metallkeramiska arbeten, bidrar koppar till legeringens hårdhet, medan det hos de ädla MK-legeringarna är indium, järn och tenn som ger denna effekt.

Titan

Graden av renhet (grad 1-4,7) avgör titanmetallens mekaniska egenskaper. Den primära skillnaden mellan graderna är varierande halter av järn (0,20-0,50 vikt % och syre (0,18-0,40 vikt %). Högre halter av dessa föroreningar innebär högre hållfasthet och hårdhet.

Porslinsbindning

Dagens högädlade MK-legeringar och därför avsedda porslinsmassor är mycket väl fungerande. Misslyckanden i form av porslinsfrakturer kan relateras till brister i diagnos och terapi, liksom olämplig eller felaktig preparasjonsteknik, olämpligt eller felaktigt tandtekniskt handhavande men inte till brister som kan hänföras till materialen i sig. Legeringarnas och porslinens egenskaper har matchats till varandra så att t ex temperaturutvidgningskoefficienten har anpassats väl och metallens oxidskikt har en lämplig tjocklek.

Medan temperaturutvidgningskoefficienten hos kobolt-kromlegeringar inte utgör något problem är istället det tjockare och mörkare oxidskiktet viktigt att ta hänsyn till. Oxidskiktet har betydligt sämre hållfasthet än underliggande metall och därför måste tjockleken minskas. Detta görs medelst mekanisk bearbetning, sandblästring, som dessutom bidrar till en definierad ytråhet i avsikt att främja porslinets vätkbarhet till metallytan. Kvaliteten av påläggningen av opaque-lagret, liksom kravet på ett jämtjockt porslinslager, är också avgörande för porslinsbindningen.

Om titan hettas upp över 882 °C sker en fasomvandling av metallen och egenskaperna försämras betydligt. Därför måste lågbrända porslin med lägre hållfasthet användas. Detta riskerar att leda till förhöjd frekvens av porslinsfrakturer. Titanmetallen måste även bearbetas mekaniskt för att efter gjutning avlägsna

kvarvarande inbäddningsmassa. I och med detta kan konstateras att teknikkänsligheten är större när porslin skall brännas på kobolt-kromlegeringar eller titan.

Kliniska aspekter

Porslinet ser likadant ut oavsett vilket metallkeramiksystem som valts, dvs det går inte att på „framsidan“ avgöra vilken metall eller metallegering som använts. Först när man betraktar icke-porslinstäckta ytor (lingualt respektive palatinalt) kan man skilja på metallerna. Kobolt-kromlegeringen har den högsta glansen, titan den lägsta. Den högädlade legeringen placerar sig där emellan. Även efter lång tids användning bibehålls glansen hos kobolt-kromlegeringen, vilket bland annat är en följd av materialets hårdhet.

Den, jämfört med högädlade MK-legeringar, något sämre bindingsstyrkan mellan kobolt-kromlegeringar och porslin tycks inte utgöra något kliniskt problem. Den kliniska erfarenheten visar att misslyckanden i form av porslinsfrakturer inte är vanligare med kobolt-kromlegeringar, men något vanligare med titan.

Den avsevärt mörkare metalloxiden hos kobolt-kromlegeringar är svårare att täcka och dölja jämfört med oxiden hos en ädel MK-legering. Porslinstjockleken får därför inte bli för liten, vilket medför att tandläkaren i samband med preparation måste säkerställa utrymme för ett tillräckligt tjockt lager porslin.

Kobolt-kromlegeringarnas hårdhet utgör en extra svårighet utifall en cementerad konstruktion måste avlägsnas. Det är både tungt och tidsödande att slitsa metallen och det kräver större kraft att spräcka cementlåset. Att avlägsna titankonstruktioner är något lättare, men ställer höga krav på den skärande bearbetningen och innebär, liksom för kobolt-krom, ett högt slitage av fräsar och diamanter.

Jämfört med både titan och högädlade MK-legeringar erbjuder

den högre E-modulen hos kobolt-kromlegeringar vissa kliniska fördelar. Eftersom porslinet saknar töjbarhet måste metaldelen vara så styv som möjligt. Ökad styvhet kan åstadkommas antingen genom förbättrad dimensionering av metallstrukturen eller genom att välja en legering med högre E-modul. När betthöjden är begränsad kan man inte alltid dimensionera tillräckligt och då kan en kobolt-kromlegering lösa problemet. När långa spann skall överbryggas och man med den högädlade legeringen riskerar svikt i metaldelen, och därmed åtföljande porslinsfrakturer, kan också en kobolt-kromlegering väljas.

I det kliniska valet av lämpligt metallkeramiskt system måste också biologiska aspekter värderas. Kontraindikation för användning av en viss metallegering anses föreligga vid påvisad allergi mot en eller flera av i legeringen ingående metaller. Tänk på att allergi mot kobolt och krom, men även palladium och guld, inte är ovanlig. Korsensibilisering mellan nickel och palladium förekommer, dvs en person sensibiliserad för nickel löper förhöjd risk att sensibiliseras för palladium. Nickelnehållande legeringar bör undvikas då det finns gott om andra legeringar utan nickel.

Är patienten priskänslig kan en oädel metall (titan eller kobolt-krom) vara aktuell. Ställs extra krav på en hög E-modul, t. ex. vid långa spann eller låg betthöjd, är en kobolt-kromlegering något att överväga. Vidare kan den ocklusala substansavverkningen göras något mindre när man avser att använda en kobolt-kromlegering.

Om oädla metaller väljs för den metallkeramiska konstruktionen är det av högsta vikt att laboratoriet är väl förtroget med tekniken för framställningen och att erfarna och skickliga tandtekniker utför arbetet. Kännetecknande för de oädla metalliska materialen är nämligen just teknikkänsligheten.

Välkontrollerade, prospektiva långtidsuppföljningar av basmetallegeringar för metallkeramik lyser dessvärre med sin frånvaro. Till och med välgjorda retrospektiva kliniska studier saknas. Däremot finns kliniska studier av såväl titan som guldba-

serade MK-legeringar som ger stöd för att de kan brukas inom tandvården. Basmetallegeringar saknar dessvärre detta stöd, varför det är att rekommendera att användningen av desamma skall vara välgrundad och att patienten ger sitt informerade samtycke.

LITTERATUR

- 1 Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-63.
- 2 Mjör IA, Hensten-Pettersen A. The biological compatibility of alternative alloys. *Int Dent J* 1983; 33: 35-40.
- 3 Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 223-34.
- 4 Kansu G, Ayidin AK. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: Part 2 – Allergenic potentials. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1996; 4: 155-61.
- 5 Garhammer P, Schmalz G, Hiller K-A, Reitingner T, Stolz W. Patients with local adverse effects from dental alloys: frequency, complaints, symptoms, allergy. *Clin Oral Invest* 2001; 5: 240-9.

