

Nils Roar Gjerdet

## Uedle legeringer til fast protetik

Kobolt-krom-legeringer anvendes ofte ved fremstilling av faste kroner og broer. Materialene har gode mekaniske egenskaper, særlig har de høy elastisitetsmodul (stivhet). Titan eller titanlegeringer kan være et annet uedelt alternativ, men har lavere elastisitetsmodul. Det ser ut til at de nyere databaserte fremstillings-teknikker, spesielt selektiv lasersmelting, kan påvirke flere egenskaper; men det er fortsatt kun begrenset systematisk informasjon om dette. De biologiske egenskapene hos kobolt-krom-legeringer, slik som de fremstår i biologiske laboratorietester, synes å være akseptable. Kobolt eller krom kan være involvert i kontaktallergi hos sensibiliserte personer.

**M**etaller og legeringer har en lang historie som odontologiske restaureringer i form av innlegg, onlay, kroner og broer. Edelmetall-legeringer har tjent odontologi i over hundre år, men er nå sterkt utfordret av uedle legeringer og høy-styrke keramer (1).

Odontologiske metaller og legeringer vil trolig være aktuelle lenge ennå i mange anvendelser. Mange av materialtype-pene velprøvde; metalliske materialer har en innbygget sikkerhet for brudd, og kan også i noen grad justeres og repareres. (figur 1)

### Klassifisering av legeringer

Legeringene kan inndeles etter anvendelsesområder slik de er beskrevet i den gjeldende ISO-standard for metaller og legeringer (ISO 22674: 2016) (2). Standarden inndeler legeringene i 6 typer, betegnet 0 til 5, uavhengig av materialtype.

#### Forfatter

Nils Roar Gjerdet, professor, dr.odont., Institutt for klinisk odontologi, Det medisinsk-odontologiske fakultet, Universitetet i Bergen, Norge og NIOM – Nordisk Institutt for Odontologiske Materialer, Oslo, Norge

Først publisert på dansk i Tandlægebladet 2016; 120; No 12

I praksis er det aktuelt med type 3–5 i innlegg, kroner og broer. Type 5 har høyest krav til styrke (500 megapascal flytegrense, «proof strength») og har også krav til elastisitetsmodul (E-modul, stivhet) på minst 150 gigapascal (GPa). I praksis vil type 5 kun inkludere noen uedle legeringer, slik som kobolt-krom-legeringer, men ikke titan fordi deres elastisitetsmodul er lavere enn 150 GPa (figur 2). For de øvrige legeringstype (0–4) setter ikke standarden krav til elastisitetsmodul.

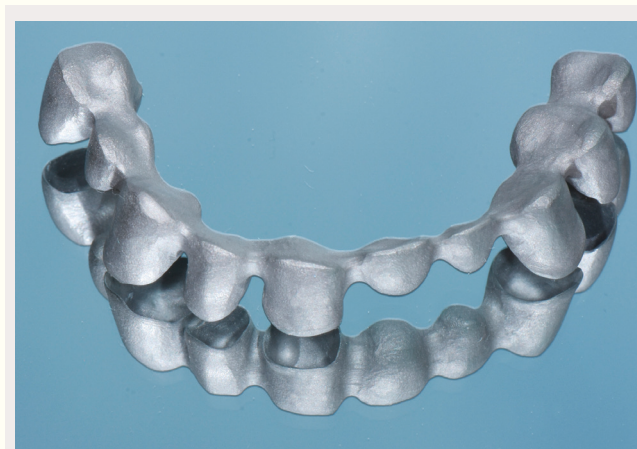
En annen, men ikke standardisert inndeling, kan gjøres på grunnlag av sammensetning. Grovt sett kan legeringene deles i de uedle («base metals») og de som inneholder edle metaller, så som gull, palladium og platina. Det er verdt å merke seg at sølv ikke er et edelt metall i denne sammenheng. Ofte anvendes det uttrykk som «precious», «semi-precious» og «non-precious». Disse betegnelsene er ikke harmoniserte og gir ingen presis informasjon om sammensetning eller egenskaper, men ofte regner man at «non-precious» er det samme som uedle legeringer, gjerne kobolt-krom.

Kobolt-krom-legeringer består typisk av ca. 60 % kobolt og 25 % krom i tillegg til elementer som molybden og wolfram. De er velkjente fra avtakbare partialproteser, men nå er det en rekke ulike versjoner for faste proteser og kroner. Disse inneholder legeringselementer som gjør at de kan anvendes til metall-keramteknikk. (tabell 1).

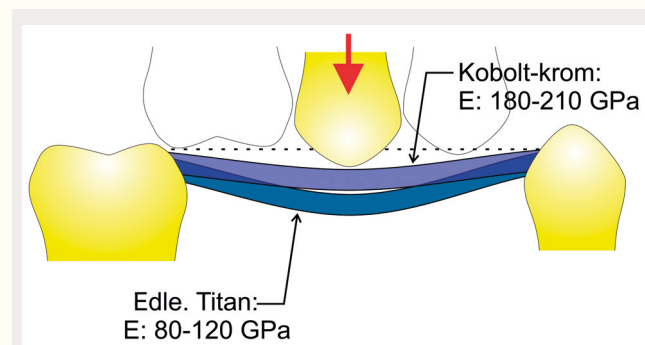
Titan er også et uedelt metall. Det kan anvendes til kroner og broer i form av nær rent titan («commercially pure» – CP-titan, grad 1–4) eller som titanlegering med typisk 6 % alu-

### Hovedbudskap

- Basert på dagens viten kan kobolt-krom-legeringer og titan trygt anvendes til faste proteser.
- Fremstillingsteknologiene er i utvikling, særlig innenfor additiv teknologi, men effektene på protetiske parametre er ikke fullt klarlagt med hensyn til egenskaper som kan ha kliniske konsekvenser.
- Der er behov for oppfølgingsstudier over lang tid for å kartlegge dette.



Figur 1. Eksempel på et broskjelett fremstilt ved selektiv lasersmelting (SLM) av kobolt-kromlegering. Foto: Harald Gjengedal.



Figur 2. Skjematisk illustrasjon av nedbøyning av en bro med kobolt-krom-legering sammenlignet med en edelmetallegering eller titan.

minium og 4 % vanadium (Ti6Al4V). De sistnevnte betegnes grad 5 titan, og er mye anvendt i ortopediske implantater (3). Elastisitetmodulen for titan og aktuelle titanlegeringer er ikke vesentlig høyere enn for edle legeringer, i området 80–120 GPa (Figur 2).

De fleste uedle legeringene kan påbrennes keramikk. Dette krever at legeringene og de keramiske materialene har avstemte egenskaper slik at man oppnår god binding uten skadelige spenninger som kan lede til brudd i keramet. Det er vist at styrken av den keramiske bindingen avhenger av legeringssammensetning (4) og også i noen grad fremstillingsteknologi for metallskjelettet (5)

Titankonstruksjoner kan påbrennes keram med et «low-fusing» keram (brenntemperatur ca. 800°C) (6), men det synes å være en tendens til keramfrakturer, noe som kan skyldes utforming av metallskjelett, den lavere elastisitetmodul, og også kvalitet og tykkelse på oksidlaget mellom metall og keram, som er følsomt for prosessvariabler (6, 7)

### Kjemiske og tekniske egenskaper

De uedle legeringene er anvendbare som odontologiske restaureringsmaterialer fordi de er elektrokjemisk passiverte av legeringselementer som danner et beskyttende oksidsjikt som hem-

mer korrosjon (8). Titan har en egen evne til sterk passivering ved at det dannes titanoksider i overflaten. For kobolt-kromlegeringer er det i hovedsak krom (Cr), i samvirking med molybden (Mo) som gjør disse legeringene motstandsdyktige mot korrosjon.

De mekaniske egenskapene hos legeringene er viktige, naturlig nok særlig ved broer. Generelt har metaller og legeringer en viss seighet (duktilitet) som beskytter mot plutselige sprøbrudd. Stivheten i en konstruksjon, spesielt ved broer, er viktig og er diktert av utforming (brospenn og konnektor-dimensjoner) og materialeegenskaper. Elastisitetmodul hos kobolt-krom-legeringer er høyere enn standardens minstekrav for type 5-legeringer på 150 gigapascal, mens titan og de fleste edelmetall-holdige legeringer har lavere elastisitetmodul (2) (figur 2).

Kombinasjon av overkonstruksjon av kobolt-krom og dentale implantater i titan kan potensielt skape en galvanisk kopling. Data tyder på at effekten ikke er alarmerende (9), selv om det kan påvises noe forhøyet frigivelse av metaller fra koplede konstruksjoner (10).

### Effekter av fremstillingsteknologi

Den tradisjonelle metoden for fremstilling av metall- og legeringsbaserte restaureringer er støpeteknologi – «lost wax techni-

Tabell 1. Eksempler på elementsammensetning (i vektprosent) av kobolt-krom-legeringer til kroner eller broer fra forskjellige produsenter. Det fremgår at sammensetningen varierer fra produsent til produsent (Informasjon fra produsentenes informasjonsmateriale). Spesifikke produktnavn bør derfor noteres i pasientjournalene

	Co	Cr	Mo	W	Andre
Legering 1	60,5	28,0	<1	9,0	Si: 1,5
Legering 2	63	23	7,3	4,3	Si: 1,5
Legering 3 (til lasersmelting)	63,9	24,7	5,0	5,4	
Legering 4	63,3	24,8	5,1	5,3	
Legering 5	59,0	25,5	5,5	5,0	Ga: 3,2
Legering 6 (til glasskeramiske fasader)	60,2	30,1	<1	<1	Ga: 3,9, Nb: 3,2

que». I dag har imidlertid databaserte konstruksjons- og fremstillingsteknikker (CAD/CAM) blitt vanlige (11).

Bearbeiding til ferdig krone- eller broskjelett kan gjøres ved subtraktiv teknologi ved at restaureringen blir frest fra et legeringsemne («milling»), eller ved additiv teknologi (tredimensjonal 'printing') der restaureringen bygges opp lagvis i et metallpulver som selektivt smeltes, vanligvis med laserstråle (selektiv laser melting, SLM) eller en elektronstråle (12, 13). Utformingen, spesielt av konnektorområdene hos broer, kan være ulik og avhengig av muligheter og begrensninger i de ulike teknologiene (figur 3).

De tre fremstillingsteknologiene – støping, subtraktiv eller additiv teknikk – synes å påvirke materialegenskapene i sluttproduktet. Spesielt gjelder dette additiv SLM-teknologi der egenskaper hos metallpulveret og parametere ved laser eller elektronstrålen påvirker blant annet mikrostruktur, som igjen kan ha innvirkning på korrosjonsforhold (14). Data tyder på at lasersmelte konstruksjoner har høyere styrke enn støpte (15, 16), men det mangler fortsatt kunnskap og data som kan ha klinisk betydning.

Undersøkelser av tilpasning mellom konstruksjon og tannmodeller er ikke entydige. I én studie ga lasersmelting den beste indre tilpasningen (17), mens i én annen studie var det best marginal tilpasning for frest konstruksjon og dårligst for lasersmelting, trolig på grunn av fastsittende metallpartikler på innsiden av kronene (18). Dette viser at ulike CAD/CAM-teknikker har begrensninger (11) og at det behøves mer forskning om effekten av ulike prosessparametre og

– ikke minst – tannteknikers kunnskap og erfaring.

### Biologiske egenskaper

Den gjeldende ISO-standarden for legeringer inneholder krav om at det ikke finnes nikkel, kadmium, beryllium eller bly i legeringene (2). Tester in vitro tyder på at det er liten biologisk reaksjon på utlekkingssubstanser fra kobolt-krom (19). Det synes som om faktorer som overflateru- og overflate- spenning er like viktige for adhe-

rens av celler på materialer for distanser, både kobolt-krom, rent titan og titanlegeringer, også bedømt i in vitro-modeller (20).

Ulike fremstillingsmetoder for kobolt-krom kan påvirke grad av frigjøring av elementer, spesielt kobolt (14). Det er foreløpig lite informasjon om mulige biologisk aktive elementer fra uedle legeringer, men det er ikke holdepunkter for å vente eksponering i toksiske nivåer.

Det er foreløpig lite systematiske data om eventuelle kliniske pasientbivirkninger, for eksempel allergi. I kliniske studier av store konstruksjoner med kobolt-krom-legeringer er det ikke rapportert om tilfeller av materialrelaterte reaksjoner (21). Også edle metaller kan være involvert i allergiske reaksjoner, spesielt palladium, som er vanlig i mange edelmetall-legeringer, kan gi reaksjoner hos nikkelallergiske personer (8, 22). Allergiske reaksjoner mot dentalt gull er også rapportert kasuistisk (23). Det er en ukjent insidens og prevalens av bivirkninger ved protetiske metaller. Allergi, irritasjon og lichenoid slimhinnereaksjoner er mest omtalt (24). Generelt er allergi mot metaller et komplisert felt med flere ukjente årsaks- og virkningsmekanismer (25).

Ved valg av legeringer, enten det er edle eller uedle typer, for en spesifikk pasient er det viktig å gjøre en grundig anamnese med tanke på eventuell allergi. Pasienter med sterk allergi har gjerne vært til medisinsk utredning for dette, ofte har de fått utført en epikutantest («lappeprøve» på hud), en test som krever inngående vurdering av den kliniske relevansen av resultatene (26).

### Formelle forhold og «importarbeider»

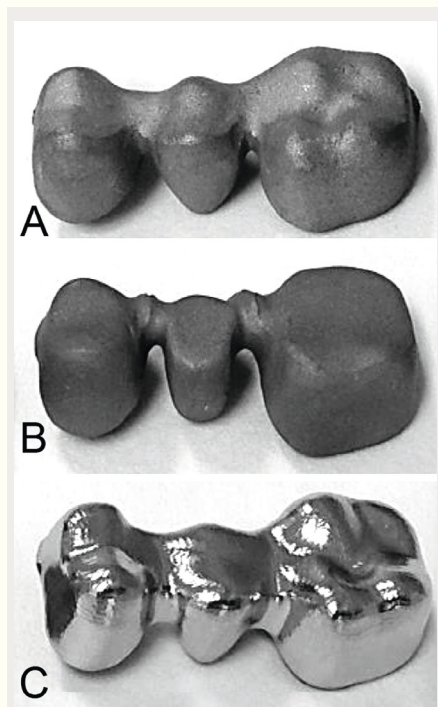
Tanntekniske virksomheter er i lovens forstand produsenter som fremstiller medisinsk utstyr etter mål (individtilpasset medisinsk utstyr). Blant annet skal virksomheten ha et kvalitetssystem som gir sporbarhet i materialvalg og fremstillingsprosesser.

Tanntekniske laboratorier kan anvende underleverandører utenfor EU-området for hele eller deler av fremstillingen av tanntekniske arbeider. Undersøkelser i Norge av kvalitet på innenlandsk og utenlandsk tannteknikk har ikke vist alarmerende forskjeller, men det de kan være anvendt relativt mindre metall i noen av de utenlandsfremstilte arbeidene, og noen ganger er det diskrepans mellom oppgitt og reell sammensetning av legeringer (27).

I Danmark har Lægemiddelstyrelsen gitt ut veiledning for individtilpasset dentalt medisinsk utstyr («utstyr etter mål») (28). Det understrekes blant annet krav om dokumentasjon av sikkerhet og sporbarhet i produksjonsprosessen, både for tannteknikere og tannleger med for eksempel «chair-side»-produksjon av indirekte konstruksjoner.

### Konklusjon

Basert på nåværende informasjon synes uedle legeringer, kobolt-krom eller titan, å være velfungerende materialer (29). Fremstillingsmetodene påvirker egenskapene i stor grad, noe som gjør det krevende for klinikere å ha full kontroll med egenskapene på konstruksjoner. Vi behøver resultater fra langtids oppfølginger fra klinisk virksomhet for å kunne bedømme funksjon av protetisk erstatninger fremstilt med de mange ulike materialer og teknikker som er aktuelle i dag.



Figur 3. Eksempler på broer på samme pasientkasus fremstilt med (A) selektiv laser-smelting, (B) tradisjonell oppmodellering og støping, (C) freseteknikk. Bemerk spesielt den forskjellige utformingen av forbindelsesområdene (fra NIOM Newsletter, desember 2015, <http://niom.no/content/materials-indirect-restorations>).

## Oppdatering

Siden publiseringen av denne artikkelen i Tannlægebladet er det kommet en publikasjon fra danske forskningsmiljø som viser at noe kobolt frigis fra nye proteser, men lite fra funksjonelle proteser. Det ble ikke påvist noen positive kontaktallergi-prøver på kobolt i et utvalg på 66 pasienter (30).

## English summary

Gjerdet NR.

### Base metal alloys for fixed prosthodontics

Nor Tannlegeforen Tid. 2017; 127: 242–5

Cobalt-chromium alloys are now commonly used for fixed dentures and single crowns. The alloys are attractive because they are light and provide high stiffness due to their high elastic modulus (Young's modulus) compared with noble metal alloys, pure titanium or titanium alloys. Recent processing techniques, such as selective laser melting (SLM), affect the properties. The biological responses in biological laboratory tests appear to be mild. Contact allergy could be a concern in susceptible patients.

## Referanser

1. Ascher A, Kronström M, Örtorp A et al. Resultat av en enkät hos protetikkspesialister: Klassisk metallkeramik ger vika för nya material. Tandläkartidn. 2013; 105: 76–80.
2. International Organization For Standardization. ISO 22674: 2016. Dentistry – Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances. ISO, 2016.
3. Disegi JA. Titanium alloys for fracture fixation implants. Injury. 2000; 31 (Supp 4): 14–7.
4. Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. J Prosthet Dent. 2008; 99: 54–9.
5. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J et al. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. J Prosthet Dent. 2014; 112: 600–5.
6. Souza JC, Henriques B, Ariza E et al. Mechanical and chemical analyses across dental porcelain fused to CP titanium or Ti6Al4V. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014; 37: 76–83.
7. Hey J, Beuer F, Bense T et al. Single crowns with CAD/CAM-fabricated copings from titanium: 6-year clinical results. J Prosthet Dent. 2014; 112: 150–4.
8. Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. Crit Rev Oral Biol Med. 2002; 13: 71–84.
9. Oh KT, Kim KN. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004; 70: 318–31.
10. Hjalmarsson L, Smedberg JI, Wennerberg A. Material degradation in implant-retained cobalt-chrome and titanium frameworks. J Oral Rehabil. 2011; 38: 61–71.
11. von Steyern PV, Ekstrand K, Svanborg P et al. Moderna digitala teknologier för framställning av protetiska konstruktioner. Tannlægebladet. 2014; 118: 104–14.
12. Murr LE, Gaytan SM, Ramirez DA et al. Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies. J Mater Sci Technol. 2012; 28: 1–14.
13. von Steyern PV, Ekstrand K, Svanborg P et al. Moderna digitala teknologier för framställning av protetiska konstruktioner. Tannlægebladet. 2014; 118: 104–14.

14. Hedberg YS, Qian B, Shen Z et al. In vitro biocompatibility of CoCrMo dental alloys fabricated by selective laser melting. Dent Mater. 2014; 30: 525–34.
15. Wu L, Zhu H, Gai X et al. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent. 2014; 111: 51–5.
16. Qian B, Saeidi K, Kvetkova L et al. Defects-tolerant Co-Cr-Mo dental alloys prepared by selective laser melting. Dent Mater. 2015; 31: 1435–44.
17. Örtorp A, Jonsson D, Mouhsen A et al. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. Dent Mater. 2011; 27: 356–63.
18. Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM et al. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. J Prosthet Dent. 2015; 114: 686–92.
19. Holm C, Morisbak E, Kalfoss T et al. In vitro element release and biological aspects of base-metal alloys for metal-ceramic applications. Acta Biomater Odontol Scand. 2015; 1: 70–5.
20. Kim YS, Shin SY, Moon SK et al. Surface properties correlated with the human gingival fibroblasts attachment on various materials for implant abutments: a multiple regression analysis. Acta Odontol Scand. 2015; 73: 38–47.
21. Eliasson A, Arnelund CF, Johansson A. A clinical evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: A three- to seven-year retrospective study. J Prosthet Dent. 2007; 98: 6–16.
22. Levi L, Barak S, Katz J. Allergic reactions associated with metal alloys in porcelain-fused-to-metal fixed prosthodontic devices—A systematic review. Quintessence Int. 2012; 43: 871–7.
23. Vamnes JS, Morken T, Helland S et al. Dental gold alloys and contact hypersensitivity. Contact Dermatitis. 2000; 42: 128–33.
24. Sosialstyrelsen. Bivirkninger relaterte til protetiske material (inlægg, kronor, broar, proteser og implantat). Nationella riklinjer för vuxentandvård 2011. Sosialstyrelsen, 2011.
25. Thyssen JP, Menne T. Metal Allergy—A Review on Exposures, Penetration, Genetics, Prevalence, and Clinical Implications. Chem Res Toxicol. 2010; 23: 309–18.
26. Morken T, Helland S, Austad J et al. Epikutantesting ved mistanke om bivirkninger av dentale materialer. Tidsskr Nor Lægeforen. 2000; 120: 1554–6.
27. Syverud M, Austrheim EK. Importerte og norskproduserte tann tekniske arbeider – får vi det vi bestiller? Nor Tannlegeforen Tid. 2014; 124: 804–8.
28. Lægemiddelstyrelsen. Dentalt medicinsk utstyr efter mål. Vejledning til tandteknikere, kliniske tandteknikere, importører og tandlæger. Danmark: Lægemiddelstyrelsen, 2015.
29. Hjalmarsson L. Kobolt-krom eller titan? En översikt av materialets för- och nackdelar. Tandläkartidn. 2013; 105: 64–7.
30. Al-Imam H, Benetti AR, Ozhayat EB, Pedersen AM, Johansen JD, Thyssen JP, Jellesen MS, Gotfredsen K. Cobalt release and complications resulting from the use of dental prostheses. Contact Dermatitis. 2016; 75: 377–83.

Adresse: Nils Roar Gjerdet, e-post: gjerdet@uib.no og nils.gjerdet@niom.no

Artikkelen har gjennomgått ekstern faglig vurdering.

Gjerdet NR. Uedle legeringer til fast protetikk. Nor Tannlegeforen Tid. 2017; 127: 242–5.