

NOVE SLITINE NA BAZI KOBALTA I NJIHOVA PRIMJENA ZA KOMBINIRANE FIKSNE I POMIČNE DJELOMIČNE PROTEZE

E. Lenz

Poliklinika za protetsku stomatologiju
Odio stomatologije na Medicinskoj akademiji Erfurt

Sažetak

Novе legure na bazi kobalta karakterizira velika otpornost prema koroziji, finoznata struktura, dobra livljivost i povoljna mehanička svojstva. Budući da se pri obradi na visokim temperaturama stvara površinski oksidacijski sloj, to se preporučuju kao materijal za individualnu izradu vezanih elemenata nadlijevanjem.

Eksperimentalno je dokazano da se može spriječiti zavarivanje taljenjem, ako se elementat krunica-vezni pripoj žare na temperaturi od 950°C preko 15 min i nadlijevaju u lijevne oblike zagrijane na maksimalno 750°C. Tehnologijom nadlijevanja postiže se najveća preciznost i velika otpornost na trošenje vezanih elemenata iz legura na bazi kobalta.

Ključne riječi: legure, vezni elementi, nadlijevanje

Porast cijene zlata u svijetu posljednjih je godina izazvao zaokret u primjeni dentalnih slitina. Pored legura sa smanjenim udjelom zlata na bazi srebro-paladij, u središtu znanstvenog i praktičnog interesa našle su se legure bez plemenitih komponenata (1, 2, 5). Tamann je 1908. godine u Njemačkoj opisao neplemenite (NEM) legure, a Erdle i Prange su 1932. u Sjedinjenim američkim državama uveli u uporabu Co-Cr-Mo legure pod imenom »Vitallium«, koje su se već desetljećima afirmirale kao materijal za izradu mobilne djelomične proteze. Zbog svoje elektrokemijske postojanosti i biološke podnošljivosti ove legure u zadnje vrijeme nalaze znatno širu primjenu (3, 4, 6).

Sve veći broj novih i nepoznatih legura stvaraju terapeutu poteškoće u pogledu izbora materijala. Stoga je potrebno međusobno usporediti i ocijeniti već afirmirane i nove slitine.

KARAKTERISTIKA LEGURA NA BAZI KOBALTA — METALURŠKE OSNOVE

Co-legure sastoje se iz oko 90% kobalta i kroma koji stvaraju homogene kristale mješance matriksa legure. Pritom kobalt svojom transformacijom djeluje na vrijednost tvrdoće i na elastičnost legure, a krom

uzrokuje pasivizaciju i time postojanost na koroziju. U sastavu jedne kobalt-slitine (vidi sliku 5) vide se izlučevine metalnih karbida, koji nastaju hlađenjem taline ispod temperature od 1050°C. U strukturi dolazi do napetosti i porasta čvrstoće. Ovo tzv. precipitacijsko otvrdnjavanje ovisi o udjelu ugljika u slitini. Poveća li se isti obradom, npr. apsorpcijom ugljika pri taljenju, to će segregacije biti veće i kontinuirane pa slitina biva tvrđa i krhka.

Elementi	tež./%
Kobalt	62,0
Krom	28,0
Molibden	5,0
Mangan	0,6
Ugljik	0,2
Dušik	0,25

Tablica 1. Sastav legure na bazi kobalta »Gisadent KCM 83«

Djelomičnim nadomještanjem ugljika dušikom postiže se smanjena osjetljivost na obradu i porast čvrstoće Co-legure. Na osnovu rezultata rada vlastite znanstvene grupe u DDR je proizvedena modificirana Co-legura (Gisadent KCM 83; tbl. 1) s 0,15—0,25% dušika i 0,2% ugljika. Vjerojatno je da ugljik i dušik zajedno segregiraju u vrlo finom obliku tako da nastaje sitnozrnata i pravilna struktura.

MEHANIČKA SVOJSTVA

»Podušičenje« izrazito povoljno djeluje na mehanička svojstva slitine. Tako Gisadent KCM 83 nedvosmisleno nadmašuje uobičajene Co-legure u pogledu granice elastično-plastičnih deformacija. Brojčani omjer, koji se izračunao iz vrijednosti modula elastičnosti i granice savojne elastičnosti, pokazuje bitno veću opteretivost ove legure i veći progib lijevanih proteznih elemenata (tab. II).

legura	maksimalni progib	maksimalno opterećenje
Gisadent KCM 83	1,28	1,33
Gisadent KCM	1	1
Wironium	1,16	1,22

Tablica 2. Maksimalna elastična opteretivost Co-legure (omjeri izračunati iz poznatih vrijednosti)

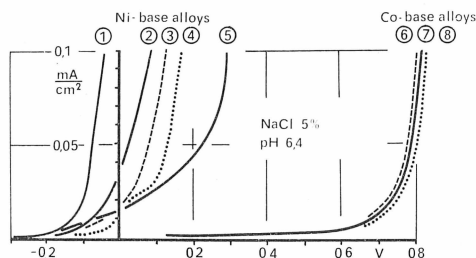
ELEKTROKEMIJSKE KARAKTERISTIKE

Biološko ponašanje dentalnih legura prije svega ovisi o zastupljenosti elektrokemijskih procesa u ustima. Za ocjenu biokompatibiliteta legure preporučuju se korozijski pokusi in vitro u uvjetima sličnim onima u ustima (Weber). Za ova mjerenja prikladna je anodna polarizacija. Uzorak materijala se stavi u definirani elektrolit pod napon (potencijal) i mjeri se gustoća struje.

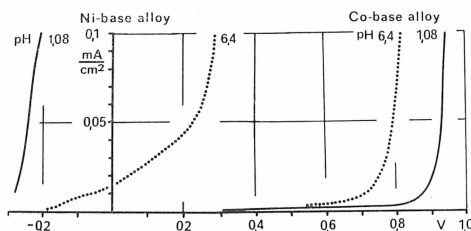
Postepenim rastom potencijala dobiva se krivulja struja—napon (sl. 1). Gustoća struje mjera je oslobađanja iona sa metalne površine.

Horizontalni dio krivulje pokazuje pasivizaciju materijala. Početak rasta krivulje označava potencijal proboja i početak anodnog otapanja.

Tako u otopini NaCl i neutralnoj pH vrijednosti Co-legura pokazuje podudarnost jake pasivizacije i proboj potencijala između 700 i 750 mV (sl. 1). Nasuprot tome pasivizacija Ni legure je mala kod neutralnog pH. Nekoliko legura se ne može polarizirati; povoljniji materijali imaju potencijal proboja oko 100 — 200 mV. Još različitiije se elektrokemijski ponašaju Co i Ni-legure u kiseljoj sredini (slika 2). Co-cr-legure jače pasiviziraju s padom pH vrijednosti, dok Ni-Cr-legure ne pasiviziraju se u jako kiseljoj otopini NaCl, ali ulaze u otopinu.



Sl. 1. Anodna polarizacija Ni- i Co-legura u 5% otopini NaCl: 1 Pentillium, 2 Wiron 77, 3 Wiroh S, 4 NP2, 5 Gisadent NCA, 6 Wirobond, 7 Dentalit, 8 Gisadent KCM 83



Sl. 2. Komparacija anodne polarizacije Ni-legure (Gisadent NCA) i Co-legure (Gisadent KCM 83) u kiseljoj i neutralnoj pH

Razlike u elektrokemijskom ponašanju mogu se prvenstveno objasniti različitom količinom kroma u Co- i Ni-legurama. Stoga se danas u praksi daje prednost legurama kobalta s velikim udjelom kroma, umjesto uobičajenih Ni-Cr-legura.

PRIMJENA CO-LEGURA ZA LIJEVANE VEZNE ELEMENTE — OSNOVE

Iz rezultata znanstvenog ispitivanja materijala mogu se dokazati slijedeće kliničke prednosti modificirane Co-legure:

1. Jaka pasivizacija u usnoj šupljini i otpornost na koroziju

2. Fina zrnata i ravnomjerna struktura
3. Tvrdća i otpornost na trenje
4. Krutost i velika elastična opteretivost

Te povoljne osobine, posebno novih Co-Cr-legura, pogodne su za izradu otpornih individualnih lijevanih veznih elemenata između fiksne i pomične djelomične proteze. Sposobnost oksidacije krom-legura daje teoretske i temeljne mogućnosti za odvajanje nakon nadlijevanja mobilnog dijela od fiksnog konstrukcijskog elementa.

Da bi se spriječilo varenje taljenjem moraju se ispuniti slijedeći uvjeti:

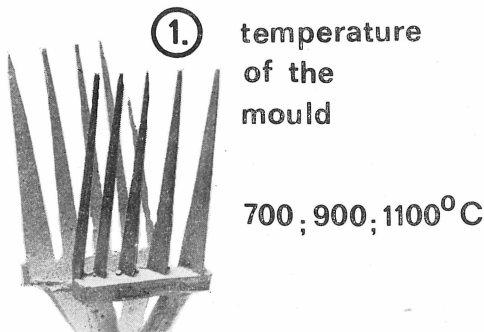
1. Nadlijevati se mora na nižim temperaturama lijevnog cilindra
2. Na površini fiksnog elementa mora biti prisutan oksidni sloj koji će osigurati rastavljanje.

Zadaća daljnjih ispitivanja je bila eksperimentalno objasniti ove preduvjete.

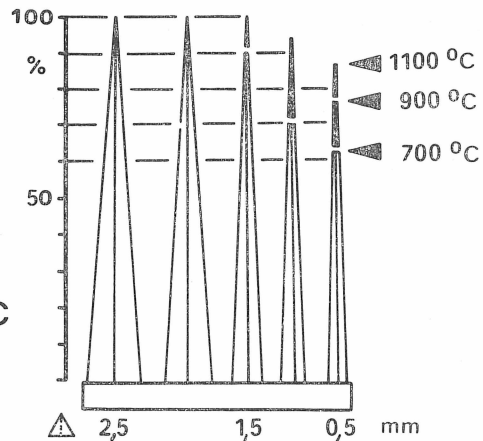
ISPITIVANJE TEHNOLOGIJE NADLIJEVANJA

1. Da bi se odredila optimalna temperatura lijevnog cilindra uzorci legure KCM 83 (slika 3) lijevani su u visokofrekventnoj peći na temperaturi od 700, 900 i 1100°C. Šipke su imale oblik trostrane piramide, visina baze bila je između 0,5 i 2,5 mm. Na taj se način htjela utvrditi sposobnost ispunjavanja datog oblika o ovisnosti o temperaturi predgrijavanja.

Rezultati su pokazali (slika 4) da je kod temperature predgrijavanja od 700°C najtanja šipka bila ispunjena tek za 60%. Kod 900°C punjenje je bilo skoro potpuno; daljnji rast temperature predgrijavanja više nije imao bitan utjecaj.

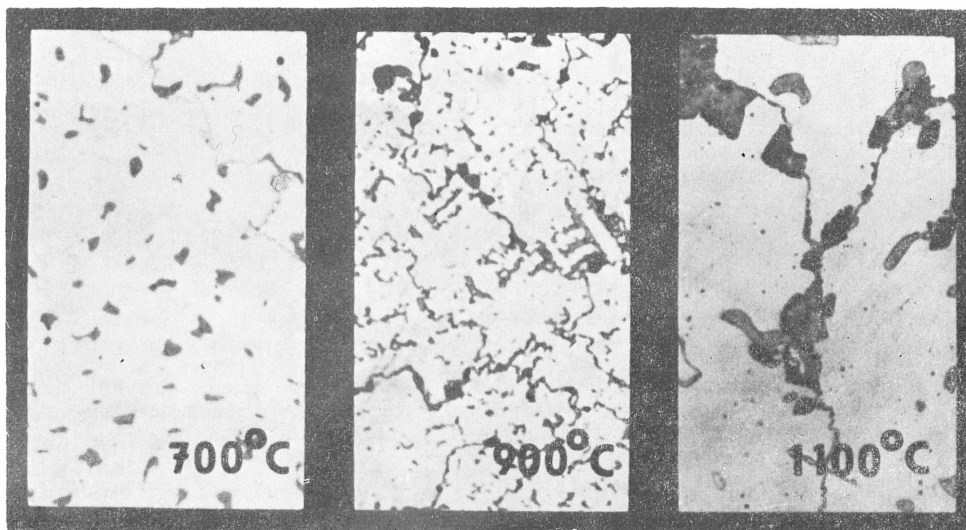


Sl. 3. Uzorci za određivanje optimalne temperature predgrijavanja



Sl. 4. Prosječno ispunjenje kalupa pri različitim temperaturama predgrijavanja lijevanog cilindra

Na tankim i debelim dijelovima uzoraka provedena su metalografska ispitivanja strukture i mikrotvrdoće. Najbolji rezultati su dobiveni za najnižu temperaturu lijevnog cilindra. Kao posljedica brzog hlađenja taline nastaje uniformna struktura s fino raspoređenim izlučevinama (slika 5), što opet korelira s najvećim vrijednostima tvrdoće. Nasuprot tome, temperatura predgrijavnja na 1100°C uvjetuje posebno u debljem baznom dijelu površinom velike i kontinuirane izlučevine, a to negativno djeluje na tvrdoću uzorka. Zaključno se može reći na osnovu rezultata da je za modificiranu Co-leguru temperatura lijevnog cilindra do 700°C.



Sl. 5. Struktura Gisadent KOM 83 legure na različitim temperaturama predgrijavanja lijevanog cilindra

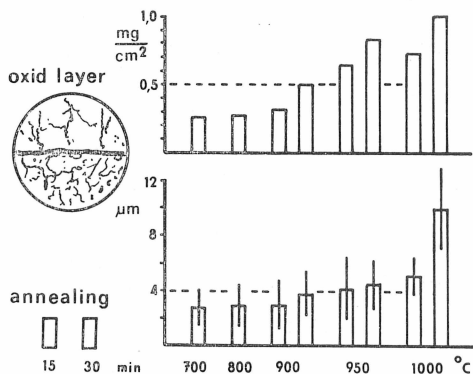
2. Da bi se ispitala optimalna temperatura obrade za stvaranje dovoljnog oksidnog sloja, ravni, kvadratični uzroci za iste slitine žareni su na različitim temperaturama i pod atmosferskim uvjetima. Temperatura žarenja rasla je od 700—1000° C; vrijeme žarenja bilo je 15, odnosno 30 minuta. Porast mase kao posljedica žarenja mjeren je gravimetrijski. Zatim se s istom slitinom nadlijevalo. Mjernim mikroskopom određena je debljina oksidnog sloja (slika 6).

Rezultati pokazuju da se žarenjem na 900°C preko 30 min. odnosno na 950°C preko 15 minuta stvara zatvoreni oksidni sloj. Svojom srednjom debljinom između 2 i 6 μm ovaj sloj je dovoljan da se odvoji nadljevni dio.

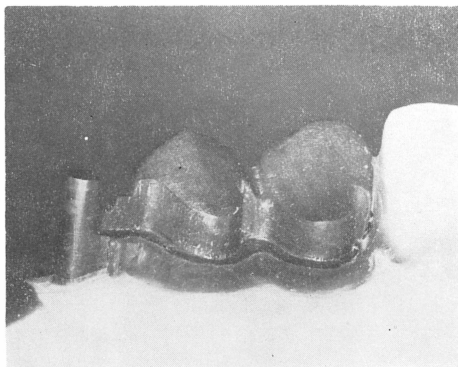
TEHNOLOŠKI POSTUPCI IZRADE VEZNIH ELEMENATA NADLIJEVANJEM

Na osnovu prikazanih eksperimentalnih i tehnoloških ispitivanja nadlijevanje se preporučuje prije svega za izradu extra- i intrakoronarnih veznih elemenata. Tehnološki proces zahtjeva određene uvjete:

1. Na fiksnom dijelu veznog elementa mora se obratiti pozornost na strogu paralelnost ili lagano konusnu izradu svih kliznih površina. Na izlitoj objektu ove se površine (slika. 7) naknadno još točno strojno obrade (frezaju).



Sl. 6. Rast težine i debljine oksidnog sloja žarenjem na različitim temperaturama uzoraka iz Gisadent KOM 83



Sl. 7. Blok-krunice-vezani elementi nakon žarenja na »radnom modelu«

2. Nakon izrade i freziranja krunice i vezni elementi se pjeskare (mlaz pjeska $< 0,4$ mm) i na kraju žare u atmosferi 15 minuta na temperaturi 950°C ili 30 minuta na 900°C .

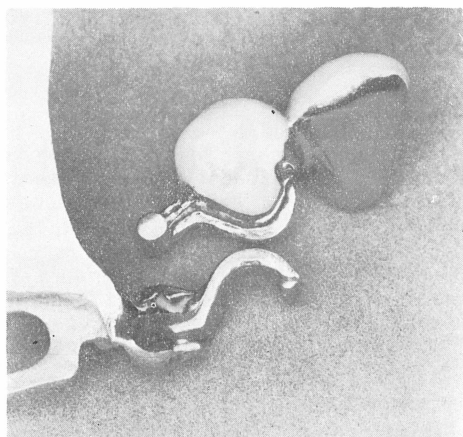
3. Žarene krunice i vezni elementi ponovno se stave na »radni model« (slika 8) i dubliraju se. Mora se paziti da se blok krunica — vezni elementi dobro fiksiraju u dublir masi i isto tako točno prenesu na model od uložne mase.

4. Nadljevni dio se modelira u vosku na fiksnim veznim elementima. Bitno je da je volumen nadljevnog metala manji od krunice i veznog elementa (dovod topline!).

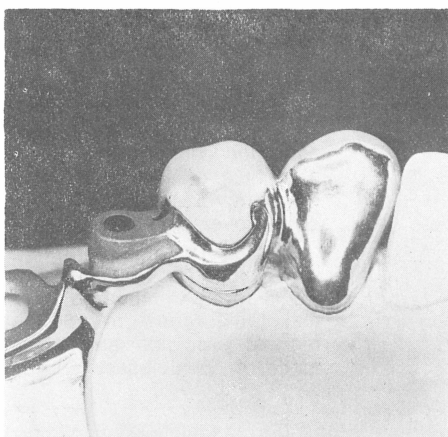
5. Nakon ulaganja i izgaranja voska cilindar se predgrije na 850° , zatim se ohladi na 750 do 720° i na toj temperaturi drži najmanje 30 minuta. Nadlijeva se kod zagrijanog lijevog cilindra maksimalno na 750°C .

6. Nakon što se uklone ostaci uložne mase i pjeskare lijevani se dijelovi razdvoje laganim udarcem čekića.

7. Glatke površine veznih elemenata ne smiju se više obrađivati. Preporučljivo je pjeskarenje staklenim kuglicama (shot-peening) jer se bez odnošenja mase dobiva plastično izravnavanje profila površine.



Sl. 8. Definitivno izrađen vezni element.
Dio presvučen keramikom



Sl. 9. Dobra higijenska izrada pomične lijevane djelomične proteze u području veznog elementa

ZAKLJUČAK

Punovrijedne Co-legure posebno su preporučljive za izradu kombinirane fiksne i pomične djelomične proteze. Za ovo indikacijsko područje te slitine predstavljaju znanstveno temeljenu zamjenu plemenitim legurama.

Nadlijevanjem ovih slitina izrađuju se vezni elementi s najvećom preciznošću i velikim stupnjem vezanja. Osim toga izrazito su otporne na trenje.

S kliničkog gledišta prednost im je u izradi higijenski povoljnih konstrukcija (sl. 9).

S njemačkog prevela: Jasenka Živko-Babić

Literatura

1. EICHNER K. Anwendung von Metall-Legierungen in der Zahnheilkunde — pregled. ZWR 1983; 92:28-36.
2. GLANTZ P. O. Intraoral behavior and biocompatibility of gold versus non precious alloys. J. Biol Buccale 1984; 12:3-16.
3. LENZ E. Einsatz und Laboratoriumstechnologie der Nichtedelmetalllegierungen. Stomatol DDR 1985; 35:677-685; 721-728.
4. LENZ E., MANN E. Der Einfluss verschiedener Oberflächenzustände und Milieubeingungen auf das elektrochemische Verhalten von edelmetallreduzierten und edelmetallfreien Legierungen. Zahn Mund Kieferheilkd 1985; 73:471-6.
5. WEBER H. Edelmetallfreie Kronen-, Brücken- und Geschiebeprothetik. Berlin: Quintessenz, 1985.
6. WIRZ J. Sind die neuen Legierungen biokompatibel? Dent labor 1986; 34:1113-6.

NEW COBALT-BASED ALLOYS AND THEIR USE IN COMBINED FIXED AND REMORABLE PARTIAL PROSTHESES

Summary

The new cobalt-based alloys are characterized by high resistance to corrosion, fine granulation, and good molding and mechanical features. As a surface oxidation layer is formed during the treatment at high temperature, they appear to be the material of choice for individual manufacture of the over-cast attachment elements.

It has been experimentally demonstrated that welding by melting can be avoided if the crown-attachment element is burnt at temperature of 950°C for more than 15 minutes and then cast into moulds heated to maximal temperature of 750°C. The technology of casting-over provides the highest precision and resistance to wearing of the attachment elements made of cobalt-based alloys.

Key words: cobalt-based alloys, attachment, partial dentures.