

MIROSLAV SUVIN — DANILO BRANOVAČKI I SURADNICI

ESRIJUJUĆI UZGOVOR OZNAČENI I EDINODRŽUJUĆI EX BOVIS

DOSTIGNUĆA U STOMATOLOŠKOJ PROTETICI II

SNL

SVEUCILIŠNA NAKLADA LIBER, ZAGREB



ZAVOD ZA UDŽBENIKE I NASTAVNA SREDSTVA, BEOGRAD

1985

SADRŽAJ

	TOTALNA PROTETIKA — VI
Predgovor	9
I — TEME OPĆEG PROTETSKOG ZNAČENJA	11
1. M. Suvin, Z. Kosovel: Problematika okluzijske ravnoteže	13
2. <u>D. Nikšić</u> , M. Valentić: Uloga senzoričkih receptora u neuromuskularnom zaštitnom mehanizmu mastikatornog sustava	26
3. A. Petrović: Oralna rehabilitacija i govor	39
4. J. Hraste: Socijalno-medicinski aspekt stomatološke protetike	51
5. B. Sokolović: Problematika povišenja zagrižaja	59
6. S. Papić: Gnatodinamometrija kao klinička i naučna metoda	68
7. J. Živko, Z. Kosovel: Rekonstruktivni zahvati i žvačne sile	79
8. M. Suvin: Mjesto i značenje gnatomata u nauci o artikulatorima	94
9. M. Krstić: Elektromiografija u stomatološkoj protetici	106
10. S. Vukovojac, K. Kraljević: Instrumentalna funkcionalna analiza po metodama Lauritzen i Slaviček-Mack	118
11. M. Suvin, J. Hraste i sur.: Problem ljevorukosti stomatologa	133
12. Z. Stošić: Problemi protetskog zbrinjavanja pacijenata s parafunkcionalnom aktivnošću u stomatognatom sistemu	141
II — FIKSNA PROTETIKA	151
1. M. Kosovčević: Zaštita zuba u postupku izrade fiksnih nadoknada	153
2. Z. Kosovel, T. Ivaniš: Funkcijska ili uporabna trajnost fiksnoproteških radova	161
3. S. Radlović: Procena stanja parodoncijuma pre pristupanja proteziranju	173
4. D. Pop-Nikolov: Debljine zidova krune gornjeg prednjeg zuba kao faktor u preparaciji	185
III — PARCIJALNA PROTEZA	195
1. B. Grković: Industrijski atečmeni (svojstva, podela i klinička primena)	197
2. M. Kandić, S. Karapavlović: Protetska terapija parodontalnih oboljenja	214

3. M. Teodosijević: Stomatoprotetsko zbrinjavanje suptotalne krezubosti	225
4. B. Babić, D. Stamenković: Analiza vrednosti retencionog sistema skeletirane proteze	239
5. B. Jokić: Savremeni pogledi u planiranju proteza sa terminalnom ekstenzijom	254
6. A. Aksić, A. Milošević: Frezovanje u pripremi za parcijalnu pokretnu protezu	267
7. B. Gavrilović: Neke specifičnosti zubno-protetske rehabilitacije urođenih rascepa usne i nepca	280
 IV — TOTALNA PROTEZA	293
1. D. Branovački, [D. Mijalković], S. Papić, S. Karahoda, Lj. Šćepanović, B. Glišić: Izrada dva para potpuno jednakih totalnih proteza	295
2. V. Jerolimov, K. Kraljević: Antropometrijsko-estetski aspekt totalne proteze	305
3. D. Stanišić: Određivanje položaja zuba mobilnih nadoknada uz pomoć rendgenokraniometrijskih pokazatelja	318
4. O. Ceribašić: Prijenos paratuberalnog prostora na bazu proteze i njegova uloga u retenciji	334
5. Lj. Igić: Uticaj debljine otisne mase na položaj ventilnog ruba	342
6. S. Karahoda: Imunološka, citološka i mikrobiološka ispitivanja osoba s totalnim protezama	354
7. Z. Šehović: Neuro-fiziološki aspekti totalno bezubih vilica	368
8. N. Funduk: Prilog izradi gornje totalne proteze s opturatorom	375
9. M. Filjanski: Etiološki faktori stomatitis protetika	383
10. Lj. Šćepanović: Kliničko i eksperimentalno vrednovanje totalnih zubnih proteza	396
 V — IMPLANTATI	411
1. V. Amšel: Biokeramički implantati u stomatološkoj protetici	413
2. A. Škundrić: Mesto i uloga implantata u savremenoj stomatološkoj protetici	418
 VI — MATERIJALI ZA STOMATOLOŠKU PROTETIKU	433
1. R. Sedej, M. Kuliš: Sistemi ispitivanja niskokaratne slitine za stomatoprotetsku uporabu	435
2. D. Trifunović: Hemijski sastav i fizičko-mehaničke osobine legura u metalo-keramičkim sistemima	451
3. M. Beganović, O. Ceribašić: Značaj akrilata u stomatološkoj protetici	464

Sistemi ispitivanja niskokaratne slitine za stomatoprotetsku uporabu

KRATAK SADRŽAJ

11-karatnu slitinu MIDOR izradila je TOZD Aurodent Ljubljana Zlatarne Celje, koja po osnovnim mehaničkim svojstvima udovoljava ISO i DIN normama. Sadrži 460% zlata i dodatke paladija, srebra, bakra i cinka te modifikator za umjetno cijepljenje. Legura je adekvatna samo za jednodijelne lijevane konstrukcije; ima prikladan interval taljenja 850°—920° C.

Izradili smo metodologiju ispitivanja otpornosti na koroziju: određivanje lijevnosti pri različitim temperaturnim prilikama, metalografsko određivanje veličine kristalnih zrna i određivanje kristalnih segregacija s linijskom mikroanalizom, laboratorijsko testiranje korozionske otpornosti te implantacijsko i kliničko testiranje.

Rezultati svih ispitivanja dopuštaju uporabu niskokaratne slitine MIDOR u protetske svrhe.

LIJEVNOST

Precizno lijevanje ima ove karakteristike: lijevanje gramskih količina slitine, lijevanje u užareni lijevni kalup (lijevnu formu) i s dodatnom silom (centrifugalna sila, tlak vodene pare i vakuumsko-tlačno). Gravitacijsko lijevanje je za protetske svrhe nezadovoljavajuće, jer se najtanji predjeli lijevnog kalupa ne izliju zbog velike površinske napetosti rastaljene kovine (taline). Kovinske taline imaju u usporedbi s vodom petnaest puta veću napetost površine.

Osnovno pravilo svakog preciznog lijevanja postizanje je potpunog odljevka bez lijevnih grešaka. *Točno izljevene krunica ima bez greške izljeven gingivni rub, koji je protetski najvažniji.*

Ljevnost je slitine svojstvena osobina ovisna o sastavu te se povećava s povećanom temperaturom lijevnog kalupa i pregrijavanjem taline. Zato je razumljivo da se u laboratorijskoj praksi prekoračuje temperatura lijevnog kalupa i vrijeme pregrijavanja taline. Kovinska mikrostruktura, koja je odgovorna za mehanička i kemijska svojstva odljeva, jako je ovisna o temperaturi lijevanja. Što su više temperature, to više grubozrnatu strukturu imaju odljevci, i obratno. Zato bismo u pravilu morali upotrebljavati

* Sa slovenskog jezika preveo prof. dr sci. dr ZVONIMIR KOSOVEL

Tablica 1. Najniže temperature lijevnog kalupa za precizno lijevanje pojedinačnih i 5 povezanih krunica sa sifonskim uljevnim kanalom

Slitina	1 krunica	5 krunica
Palargent	350° C	500° C
Aurodent 20	450° C	580° C
Midor	450° C	600° C
Auropal	550° C	700° C

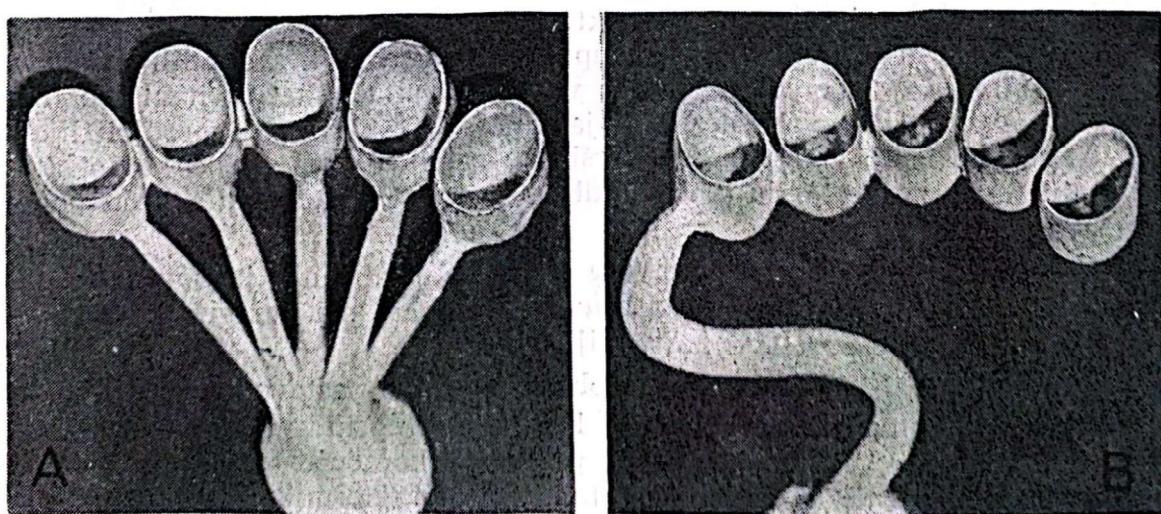
niže temperature. Eksperimentalno smo ustanovili koliko se smiju sniziti temperature lijevnog kalupa da bismo dobili potpune odljevke pri pregrijavanju taline kroz jednu minutu. Rezultate prikazuje tablica 1.

Obični jednostavni oblici ne trebaju visoke temperature lijevnog kalupa, dok složeniji, osobito protetski, zahtijevaju za potpuni odljevak više temperature.

Najjednostavniji su oblici za lijevanje geometrijski. Veće zahtjeve postavljaju nepravilni oblici, prije svega ako lijevni objekt ima jezgru. Rastaljeni metal mora u takvim prilikama napuniti najtanje dijelove oko jezgre, koja otežava talini ispunjavanje lijevne šupljine. Protetski lijevni objekti pretežno su s jezgrama, koje u lijevnom kalupu predstavljaju izbrusene zube.

U pokusima smo s izrađenim standardnim metalnim modelom oponašali laboratorijske protetske uvjete. Modelirali smo i izlijevali jednu do pet povezanih krunica. Gingivne smo rubove stanjili na 0,1 do 0,2 mm. Time smo povećali zahtjeve na lijevanje u pokusima (sl. 1).

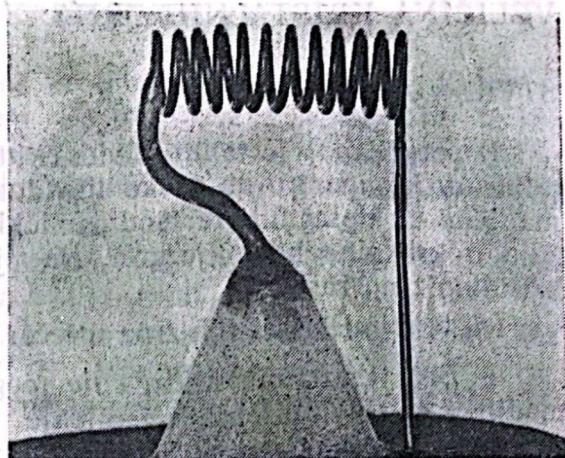
Rezultati lijevanja pojedinačnih i povezanih krunica pokazuju da bi se slobodno moglo upotrebljavati niže temperature lijevnog kalupa, a time bismo imali i strukturu sa sitnjim kristalnim zrnima, no ipak je to rizično.



Sl. 1. A. Potpuni odljev pet povezanih krunica s vlastitim doljevnim kanalima. Cervikalni su rubovi krunica stanjeni na debljinu 0,2 mm. Temperatura lijevnog kalupa bila je pri lijevanju 500° C. B. Potpuni odljev pet povezanih krunica sa sifonskim doljevnim kanalom. Temperatura lijevnog kalupa bila je 600° C.

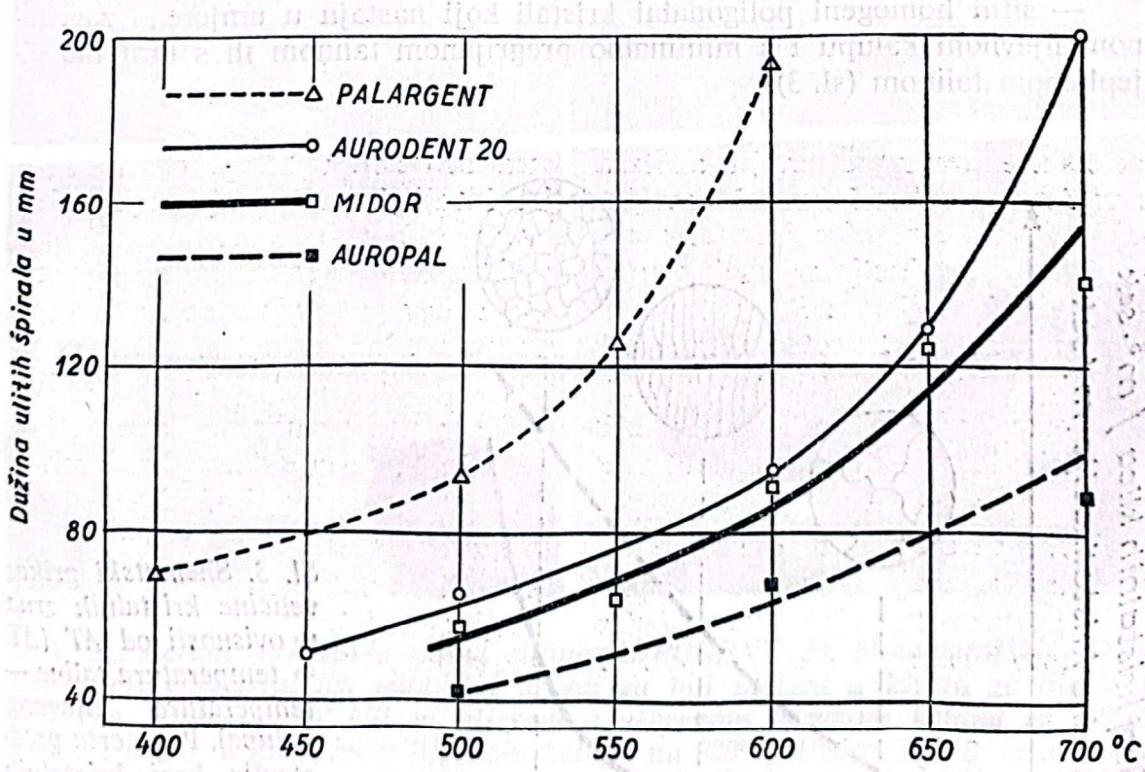
VETROVODA IZLJEVIVANJA I LIJEVIVANJA
Pratimo smo tada slike o plastičnosti i vlastitosti voštana. Uzimajući u obzir da je dužina 1,5 mm, a unutarnji promjer voštane žice je 6 mm, dobivamo da se voštanom žicom može izljevit spiralni model. Ovaj model je ujedno i model za ulaganje.

Sl. 2. Voštani model (spirala) pripravljen za ulaganje. Promjer voštane žice je 1,5 mm, unutarnji promjer spirale je 6 mm, dužina navoja po vanjskom obodu je 28 mm. Zadnji navoj je poduprt voštanom žicom, što daje spirali čvrstoću pri ulaganju i služi kao odušak lijevnog sistema.



Iz brojnih izvršenih lijevanja došli smo do zaključka da potpuni odlevak nije ovisan samo o temperaturi lijevnog kalupa, nego i o naravi slitine, tj. sastava, tališta i lijevnosti. Zato smo provjerili lijevnost četiriju dentalnih slitina s centrifugalnim lijevanjem spirala, koje zbog oblika postavljaju velike zahtjeve na lijevanje (sl. 2). Talina mora teći po navojima: u jednoj polovici navoja smjerom centrifugalne sile, a u drugoj smjerom centripetalne. Metoda ima prednost u tome što je uvijek ponovljiva u svim radnim uvjetima i točno je mjerljiva (dijagram 1).

Niskokaratna slitina MIDOR ima sličnu lijevnost kao 20-karatna zlatna slitina i bolju lijevnost nego srebrno-paladijska slitina Auropal u istim radnim uvjetima, što je već po tom svojstvu uvrštava među dentalne slitine.



Dijagram 1. Lijevnost četiriju dentalnih slitina u ovisnosti od temperature lijevnog kalupa pri jednominutnom pregrijavanju taline, mjerena dužinom izljevene spirale u milimetrima.

VELIČINA KRISTALNIH ZRNA

STVRDNJAVA VJEĆE KOVINA

U pregrijanoj se talini kovinski atomi gibaju neuredno. S ohlađivanjem taline do temperaturne točke likvidus smanjuje se kinetička energija atoma. Kad su dosegnuti termodinamički uvjeti stvrđnjavanja, atomi se udružuju u kristalne klice (jezgre). Na njih se naslažu drugi atomi iz taline; kristalno zrno raste.

Na veličinu kristalnih zrna utječe:

— Broj kristalnih klica, koje mogu biti homogene ili heterogene (npr. modifikator — umjetno cijepljenje taline). Stupanj pregrijanosti metala smanjuje broj homogenih kristalnih klica.

— Brzina kristalizacije koja je ovisna o temperaturi pregrijanosti taline i lijevnog kalupa. Broj kristalnih klica i brzina kristalizacije ovisni su o razlici između temperature taline i lijevnog kalupa, premda su oba činitelja međusobno potpuno neovisna (sl. 3).

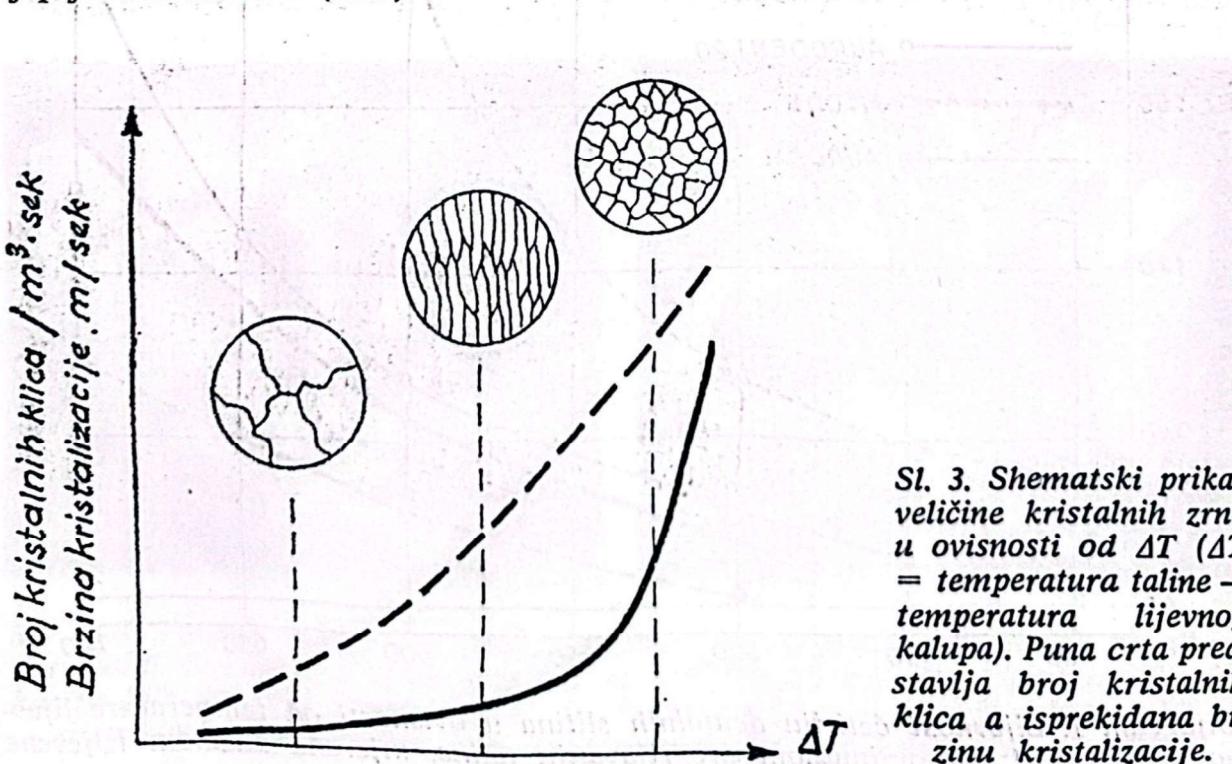
Na proces stvrđnjavanja utječu i drugi faktori: oblik lijevnog objekta, njegov obujam odnosno specifična površina, položaj objekta u lijevnom kalupu i količina upotrebljenog metala.

U strukturi odljeva nalaze se ovi oblici i veličine zrna:

— grubi kristali kao posljedica prežarenog kalupa i pregrijane taline (mali broj zrna na presjeku odljeva),

— stubasto izduženi kristali pri lijevanju u hladni kalup s pregrijanom talinom,

— sitni homogeni poligonalni kristali koji nastaju u umjereno zagrijanom lijevnom kalupu i s minimalno pregrijanom talinom ili s umjetno cijepljenom talinom (sl. 3).



Sl. 3. Shematski prikaz veličine kristalnih zrna u ovisnosti od ΔT (ΔT = temperatura taline — temperatura lijevnog kalupa). Puna crta predstavlja broj kristalnih klica a isprekidana brzinu kristalizacije.

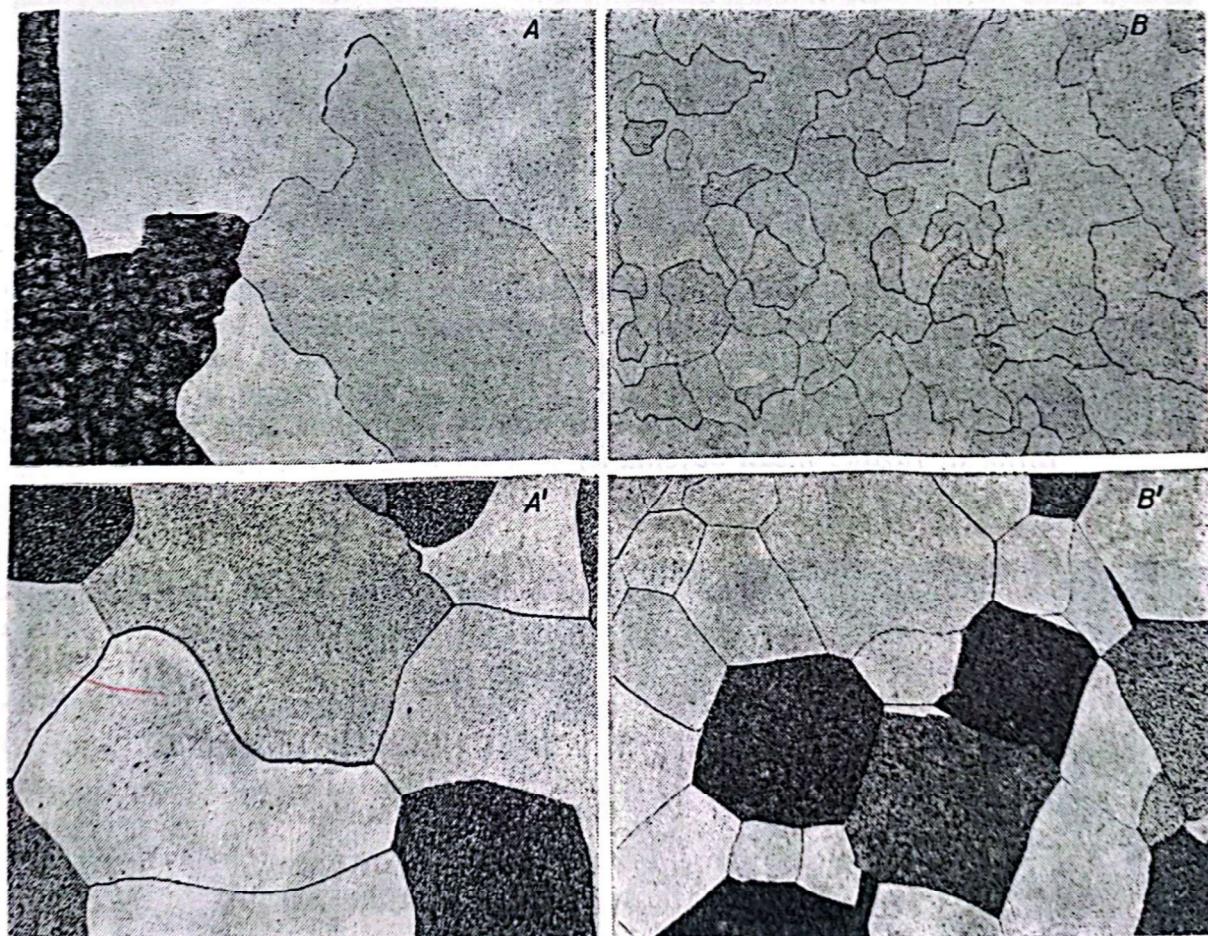
METODA ODREĐIVANJA VELIČINE KRISTALNIH ZRNA

Precizno smo izlili okrugle pločice iz slitina Aurodent-20 i Midor s površinom 100 mm^2 i debljine 1,5 mm. Po dva uzorka smo uložili u kivetu. Da bismo imali različite temperaturne gradijente, jedan je ležao *centrično* u sjecištu prostornih dijagonala kivete, a drugi *periferno*, udaljen 5 mm od stijenke i dna kivete.

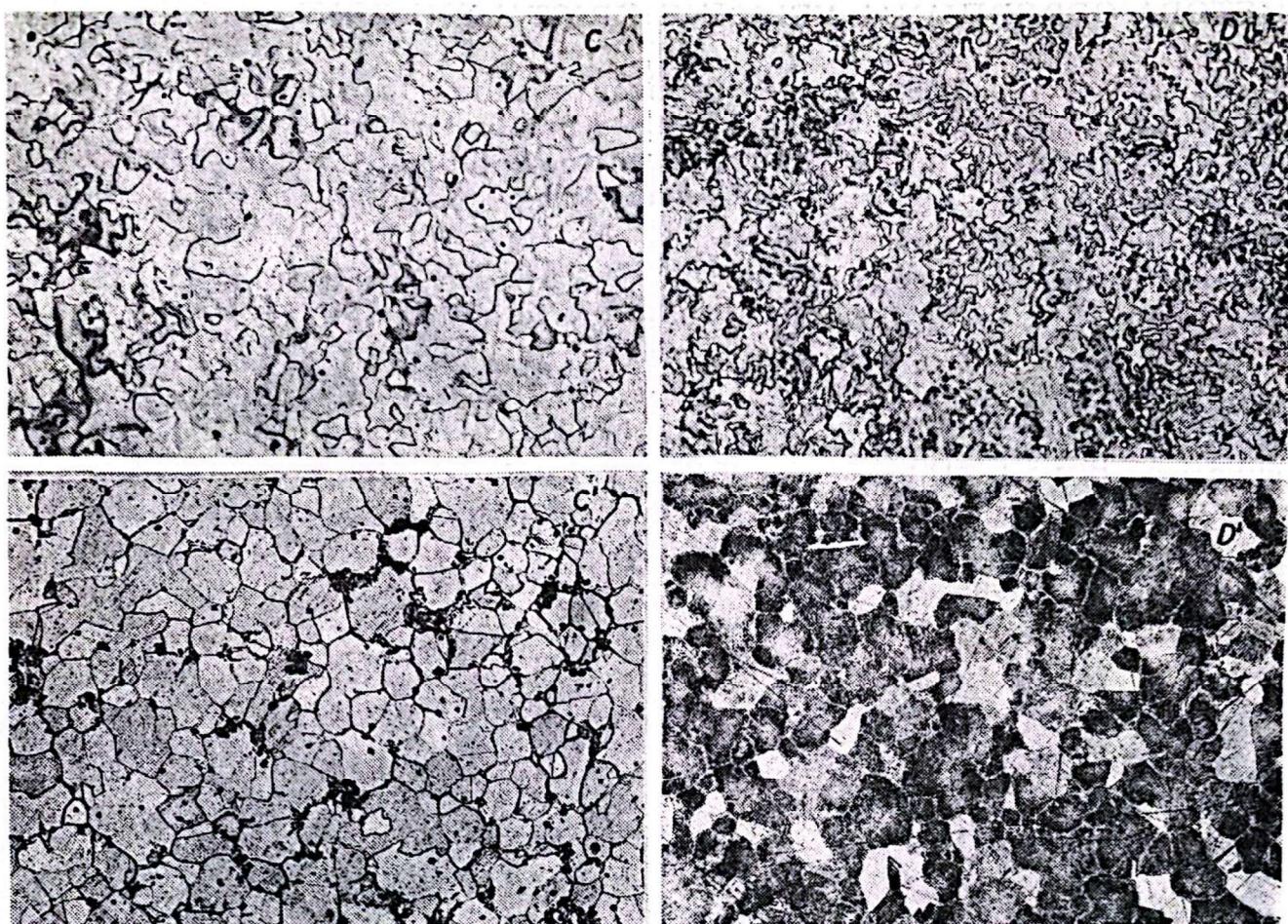
Temperatura lijevnog kalupa bila je za jedan par uzoraka 700°C a za drugi par 300°C . Broj različitih uzoraka bio je osam.

Sve izljevene uzorke metalografski smo ispitivali i dokumentirali (za primjer su izabrane slike 4 A, B i 5 C, D). Iste uzorke zatim smo homogenizacijski žarili pri 700°C te ponovno metalografski dokumentirali (primjer slike 4 A', B' i 5 C', D').

Zbog smanjenja mjerne greške uveli smo točnu metodu brojanja zrna u mikroskopu uzduž 3 promjera čitavog uzorka. Iz broja zrna odredili smo njihovu prosječnu veličinu.



Sl. 4. Standardna 20-karatna zlatna slitina AURODENT 20. Metalografski mikro snimci pri povećanju 100 puta. Svi uzorci su bili uloženi u kivetu za lijevanje periferno. Uzorci A i A' bili su izljeveni u užarenom lijevnom kalupu na 700°C , a uzorci B i B' u zagrijanom lijevnom kalupu na 300°C . Uzorci A i B su nehomogenizirani, a A' i B' su toplinski obrađeni pri 700°C . Razlike u veličini kristalnih zrna osobito su vidljive među uzorcima koji su bili izljeveni pri različitim temperaturnim uvjetima.



Sl. 5. Niskokaratna zlatna slitina MIDOR. Metalografski mikrosnimci pri povećanju 100 puta. Svi uzorci su bili uloženi u kivet za lijevanje periferno. Uzorci C i C' bili su izljeveni u ljevnom kalupu užarenom na 700°C , uzorci D i D' u ljevnom kalupu zagrijanom na 300°C . Uzorci C i D su nehomogenizirani, a C' i D' su toplinski obrađeni pri 700°C . Razlike u veličini kristalnih zrna su minimalne. Bitne su razlike među objema ispitivanim kovinama (usp. sl. 4).

Razlike prosječnih veličina kristalnih zrna među ispitivanim slitinama velike su: niskokaratna slitina ima dužinski 8 puta, površinski 64 puta a volumenski 500 puta manja zrna nego 20-karatna.

Razlike u temperaturi lijevnog kalupa jako utječu na veličinu kristalnih zrna 20-karatne zlatne slitine: pri 300°C linearne je veličina zrna 2,5 puta manja nego pri 700°C . Temperaturne razlike praktično nemaju značenja u niskokaratne slitine.

U ljevnom kalupu središnje ležeći uzorci 20-karatnog zlata imaju 5—10% veća zrna, dok su u niskokaratnog zlata te razlike manje.

Toplinska obrada ispitivanih metala povećava kristalna zrna za 4—10%. Rezultate jasno prikazuju metalografski mikrosnimci izabranih uzoraka (slike 4 i 5). Homogenizacija uzorka ima veći učinak na preoblikovanje kristalnih zrna nego na njihovo povećanje; kristalne granice se izravnavaju te time kristali dobivaju poligonalne oblike.

U niskokaratnih zlatnih legura tehnološki postupi vrlo malo utječu na veličinu kristalnih zrna, što je rezultat umjetnog cijepljenja s modifikatorom.

KRISTALNE SEGREGACIJE

Dentalne slitine skrućuju se u temperaturnom intervalu. Ovo uzrokuje nastajanje segregacija u lijevanoj strukturi, koje postaju uzrokom koroziski manje otpornih slitina. Što je veći temperaturni interval skrućivanja, to su veće mogućnosti izlučivanja različitih sastojaka slitine. Koncentracija elemenata koji tvore slitinu mijenjaju se od glavne osi dendrita prema rubu, tj. prema interdendritskom prostoru. Razlike su ovisne o difuzijskoj sposobnosti atoma prisutnih kovina i o njihovoј brzini skrućivanja. Stupanj mikroizlučivanja (SM) mjerimo razmjerom koncentracije elemenata u središtu dendrita i u interdendritskom prostoru.

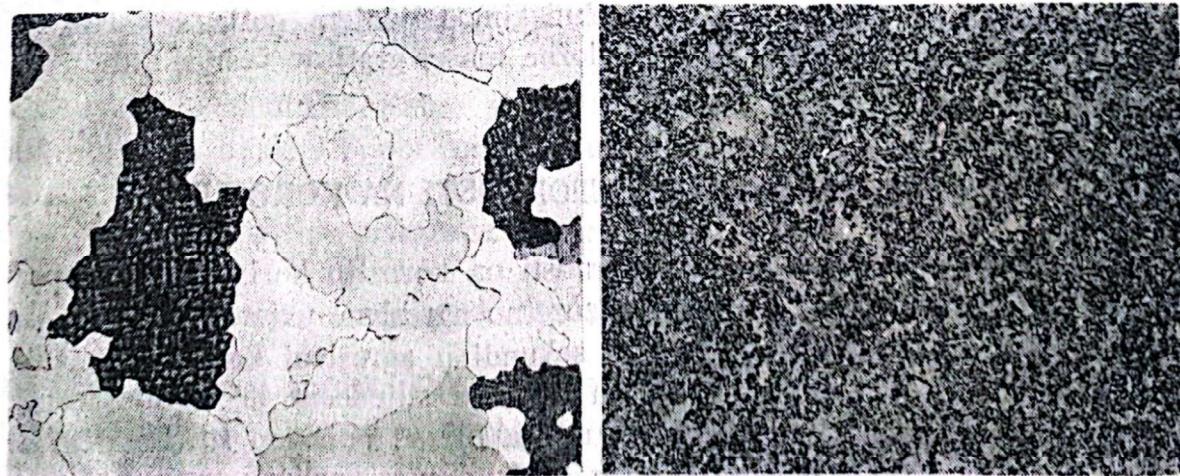
$$SM = \frac{\text{maksimalna koncentracija elemenata}}{\text{minimalna koncentracija elemenata}}$$

Što je veći količnik SM, to je manja homogenost slitine, koja stoga ima i manju kemijsku otpornost.

Segregacije je moguće otkloniti difuzijskim žarenjem. Pri tome je pak dosegnuta homogenost ovisna o vremenu i temperaturi žarenja.

Pojednostavljeni oblik Fickovog zakona $\lambda = 2,45 \cdot \sqrt{D} \cdot t$ (λ = difuzijski put atoma, t = vrijeme žarenja, D = difuzijski količnik) opredjeljuje ovisnost koncentracijskog izjednačenja. Jednadžba pokazuje kako je bitna veličina kristalnog zrna, budući da vrijeme homogenizacijskog žarenja raste s kvadratom difuzijskog puta. Za dentalne slitine izvanredno je važna sitnozrnata kristalna struktura (sl. 6).

Linijska mikroanaliza (mikrosonda) dopunjuje rezultate metalografskih istraživanja. S njom smo odredili stupanj mikroizlučivanja, odnosno kvantitativne razlike elemenata u određenoj liniji uzorka, npr. pri prijelazu s kristala kroz granicu na drugi kristal ili s dendrita na međudendritski prostor itd.



Sl. 6. Metalografski mikrosnimak pri povećanju 30 puta. Lijevo je Aurodent 20, desno niskokaratna modificirana slitina Midor. Uzorci su izljeveni u jednakim radnim uvjetima (lijevni kalup 700°C, uzorci periferno). Razlike u veličini kristalnih zrna su jasne i bitne.

U elektronском se mikroanalizatoru uzbudjuju atomi ispitivanog uzorka s finim upadnim snopom elektrona, a nastale X-zrake, karakteristične za određeni atom, bilježi spektrometar s proporcionalnim brojačem i mehaničkim pisačem. Iz intenziteta otklonjenih X-zraka izračunavamo kvalitativne razlike u rasporedu atoma na uzorku.

KOROZIJSKI TEST

Kemijska svojstva a time i koroziju otpornost slitina mijenjaju ovi činitelji:

— Kvalitativni i kvantitativni sastav višekomponentne slitine. Budući da su dentalne slitine u pravilu jednofazne s otopinskim mješovitim kristalima, bitna je njihova kemijska homogenost ili, suprotno tome, pojava izlučivanja (segregacije). Količina zlata i paladija u slitinama ima veliku ulogu u zaštiti nelemenitih sastojaka.

— Mikrostruktura slitine: sitnozrnata ili grubozrnata s manjim ili većim segregacijama ovisna je od sastava i ev. umjetnog cijepljenja te tehnoloških postupaka.

— Kondicija slitine, stanje koje izražava kompaktnost ili poroznost metala i prisutne nečistoće.

— Površinska obrada metala koja predstavlja kakvoću brušenja i konačnog poliranja.

Za nastanak korozije odgovorni su i sljedeći činitelji: sastav elektrolita, njihova pH-vrijednost i kemijska aktivnost. U laboratorijskim pokusima možemo proizvoljno mijenjati svojstva elektrolita, dok je slina manje promjenjiv elektrolit.

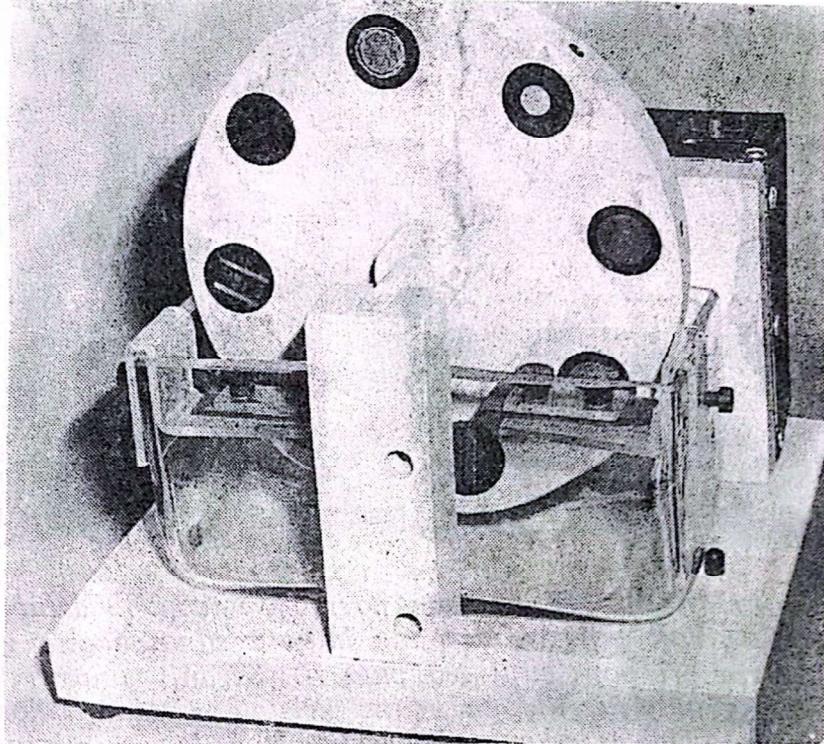
Industrijski izrađene dentalne slitine imaju definirani kemijski sastav, a time također i tehničke vrijednosti. Izvorni materijal ne smije sadržavati nečistoće, međutim, moramo znati da se količina onečišćenja slitine pojavljuje i povećava višekratnim zubotehničkim taljenjem, gdje se stvaraju oksidacijski produkti, ulaze čestice uložne mase, grafitne čestice itd.

LABORATORIJSKO TESTIRANJE OTPORNOSTI NA KOROZIJU

Za laboratorijsko testiranje otpornosti na koroziju koristili smo napravu po *NIELSENU*, koja omogućuje izuzetno agresivne uvjete za korozijske procese. Svaki uzorak uronjen je 15 sekundi u agresivni koroziji medij, na što ga brisač obriše i zatim se na zraku u sljedećih 45 sekundi osuši. Prije nego što se uroni u medij, drugi ga brisač ponovno izbriše. Na taj je način svaki uzorak u jednom satu 60 puta naizmjenično uronjen i osušen (sl. 7).

Pokus s brisanjem uzorka pokazao se neuspješnim i zato smo ga modificirali. Održavali smo isti vremenski ritam, ali bez brisanja, a za korozijski medij upotrebljavali smo uvijek svježe priređenu 5%-tnu otopinu Na_2S .

Sl. 7. Sprava za ispitivanje korozijske otpornosti kovina. U cijelosti je izrađena od plastične mase, osim staklene kadice i elektromotora. Vrteći kolut promjera 18 cm ima 8 okruglih udubina u koje su u-metnuti metalografski izbrusci. Iza kadice je elektromotor s brojačem okreta. Brzina vrtnje je 1 okret u minuti. Za sve opisane korozijske pokuse isključili smo brisače. U kadici smo upotrebljavali otopine Na_2S od 1% do 5%.



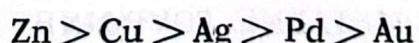
Korozijske promjene ustanovljavali smo makroskopski i mikroskopski, u početku nakon pet sati, a kasnije svaki dan do završetka testa, tj. do dvadesetog dana, koliko je test trajao. Pokusni uzorci bili su oni iz prethodnih metalografskih ispitivanja i linijske mikroanalize.

Za konačno utvrđivanje eventualnih mikronagrizanja utemeljili smo vlastitu metodu metalografskog provjeravanja.

NARAV i MORFOLOGIJA KOROZIJSKOG FILMA

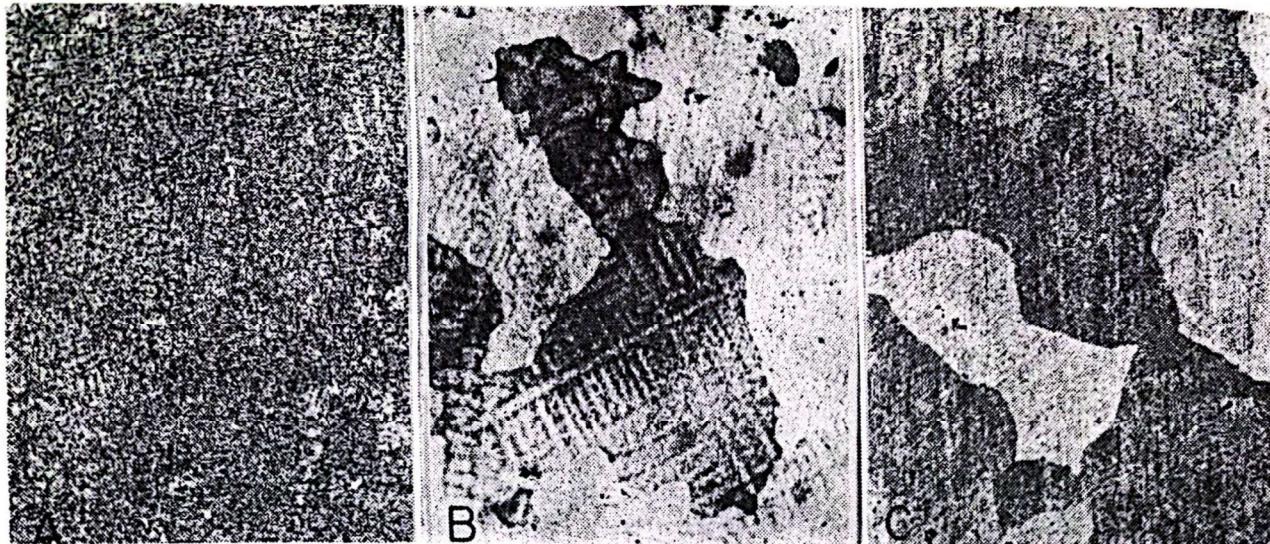
KEMIJSKE PROMJENE METALNE POVRŠINE

Ispitivane dentalne zlatne slitine u vrijeme testiranja tvore na površini sulfide i okside. S obzirom na sastav slitina, nastaju ovi sulfidi: bakarni, srebrni i cinkov te oksidi bakra i cinka. Redukcijska moć kovina koje sastavljaju slitine prikazana je u rasporedu



Da li je raspored redukcijske moći također i raspored tvorbe sulfida, odnosno oksida u zlatnim slitinama, nije moguće potvrditi, jer su osobine elemenata različite u ispitivanim slitinama. LAUB navodi da su u koroziji zlatnih slitina najprije napadnuta područja srebrnih segregacija i tek na drugom mjestu bakenre iscjedevine.

Neposredna reakcija metalne površine s korozijskim otopinama može se izraziti u raznim oblicima:



Sl. 8. Mikrosnimci metalne površine nakon 15 dana koroziskog testa. A. Film sulfida koji pokriva površinu Midora sitnotočkaste građe, struktura se ne razotkriva pri povećanju 200 puta. B. Srednji stupanj koroziskog obojenja 20-karatnog odljeva. Vidimo velike kristale s dendritskom strukturom kao pojavu nespecifičnoga jetkanja. Povećanje 50 puta. C. Isti uzorak kao na slici B nakon homogenizacije. Koroziski film prekriva velika zrna u raznim tonovima boje zbog anizotropije. Nije više prepoznatljiva dendritska struktura.

- Jednolično obojenje ukupne površine homogenog uzorka. Debljina koroziskog filma izražava se u različitim tonovima boje (sl. 8 A).
- Napad na koroziski manje otporne međudendritske prostore. U tom slučaju dendritska struktura pokazuje svjetlijim ton, dok su međudendritski prostori jače obojeni (sl. 8 B).
- Napad zrna prema anizotropnim svojstvima zbog različitih orijentacija kristalografskih osi. Zbog toga su poneka zrna jako obojena, neka manje, a druga uopće nisu napadnuta (sl. 8 C).
- Interkristalni napad. Heterogene nečistoće i iscjedevine u kristalnim granicama pružaju veće mogućnosti za ovaj oblik korozije. Ove oblike u našim pokusima nismo registrirali! Eksperimentalno smo potvrdili da oblik koroziskog napada nije ovisan samo o sastavu i vrsti slitine te njene mikrostrukture, nego također i o koncentraciji koroziskog medija te o vremenu njegova djelovanja.

FIZIKALNE PROMJENE METALNE POVRŠINE

Koroziski film debljine reda veličine 0,1 mikrona čine sulfidi i oksidi. Film propušta sulfidne ione i kisik, što dokazuje njegova debljina, koja mijenja boje tankih slojeva.

Interferentne su boje mjerilo debljine nastajućeg koroziskog filma a time i stupnja korozije.

Najizrazitije smo boje zapažali na uzorcima 20-karatnih zlatnih slitina. Tonovi boje su slijedeći: žuti, narančasti, ružičasti, grimiznocrveni, ljubičasti, modri, zeleni i smeđezeleni. Svi tonovi boje su na zlatnoj podlozi.

Prirodna boja niskokaratne slitine Midor, koja nije sasvim zlatne boje nego nešto sivkasta, mijenja boje prema slijedećem redu: najprije postane zlatne boje, zatim žućkastonarančasta, trđavooker i konačni stupanj je grafitnosiva.

Navedeni se tonovi boje u koroziskom testu pojavljuju po određenoj zakonitosti, koja je ovisna o koncentraciji koroziskog medija, i istodobno je ovisna o vremenu djelovanja.

Film koroziskih produkata izvanredno je osjetljiv i mehanički neotporan te slabo adherentan na metalnoj podlozi. Stoga se nesmetano tvori na uzorcima koji u koroziskom pokusu nisu brisani. Osim tvorbe filma može se pojaviti i nespecifično jetkanje metalne površine, pri čemu se otkriva mikrostruktura bez napada na kristalne granice, što dokazuju mikrosnimci na slici 8.

MAKROSKOPSKI I MIKROSKOPSKI REZULTATI

Metoda koroziskog testiranja s uranjanjem u koroziski medij i sušenjem na zraku najagresivnija je metoda, bez obzira kakav medij — elektrolit — upotrebljavamo. Naša je modifikacija uspješna za praćenje nastajanja i rasta koroziskog filma. Na toj osnovi lako utvrđujemo korozisku otpornost dentalnih slitina u usporedbi sa standardnom slitinom.

Mikroskopski se nalazi načelno podudaraju s makroskopskim. Razlike među njima su u vrijednostima boje (valer). Mikroskopski uzorci pokazuju iste samo svjetlijе tonove boje.

Razlike otpornosti na koroziju uzorka Aurodent-20 lijevanih pri temperaturi lijevnog kalupa 700°C i 300°C malene su i zato zanemarive. Isti su tako beznačajne razlike među uzorcima koji su bili centralno ili periferično uloženi u lijevni kalup. Navedene su razlike još manje u niskokaratne slitine Midor.

Ni u jednom pokusu s objema ispitivanim slitinama nismo u konačnom stupnju koroziskog testa mikroskopski ustanovili mikronagrizanja pri povećanju 250 puta, što znači da i ispitivana niskokaratna sličina ima odgovarajuću otpornost na koroziju.

BIOLOŠKO TESTIRANJE

Bespriječnost stomatoloških materijala i njihova neškodljivost za tkiva osnovni su zahtjevi u protetici. Zbog toga opseg provjeravanja svojstava biomaterijala osim fizikalno-kemijskih uključuje i biološko i kliničko testiranje. Biološko je testiranje doživjelo širu uporabu u zadnjem desetljeću, premda idejni začeci implantacijskih testova sežu u 1933. Biološki testovi još nisu dosegli stupanj standarda i normi kao što ih imaju fizikalno-kemijska ispitivanja svojstava materijala.

Biološko testiranje biomaterijala obuhvaća testove tkivnih kultura, implantacijske testove i testove uporabljivosti, a to su osobito klinička testiranja na životinjama i ljudima.

Kratkotrajni implantacijski testovi od 15 do 90 dana prikladni su za uporabnu ocjenu *toksičnosti* odnosno *biokompatibilnosti* materijala; dugo-trajni testovi, koji traju preko godinu dana, pokazuju moguću tumorsku degeneraciju tkiva.

Najprikladniji je test pokus uporabljivosti materijala na životinjama i u ljudi u kombinaciji s implantacijskim testom, koji zadovoljavajuće ocjenjuju svojstva materijala.

IMPLANTACIJSKI TEST

Priprema implantata i izvedba

Iz ispitivane niskokaratne slitine Midor precizno smo izlili štapiće debline 1,5 mm. Nakon toga smo ih samo površinski obradili i polirali, zatim smo ih razrezali na dužinu od 5,5 mm. Osnovne plohe valjkastih štapića dopunski smo obradili i konačno polirali do kovinskog sjaja.

Usporedne uzorke izradili smo iz vučene zlatne žice finoće 99,99%, debline 1,5 mm i dužine 5 mm.

Kemijski očišćene i sterilizirane kovinske implantate implantirali smo u 7 mišjih mužjaka soja BALB-C starih 100 dana u blagoj omami eterom. Pomoću troakara unijeli smo u potkožno tkivo svakog miša po tri uzorka (2 od Midora i 1 od čistog zlata). Dva implantata utisnuli smo u leđa prema prednjim nožicama a jednog prema stražnjoj lijevoj nozi (sl. 9).

U dubokoj omami kloroformom žrtvovali smo po 3 miša petnaestog i tridesetog dana nakon implantacije. Tkiva oko implantata izrezali smo i pohranili u 10%-tnom puferiranom formalinu. Po fiksaciji smo komadiće tkiva s implantatima obrezali i iz njih izvadili kovinske implantate prije nego što smo ih zalili parafinom.

Tkivo smo rezali u uzdužnom ili poprečnom smjeru implantata. U stupnjevitoj seriji narezali 40 do 100 preparata od tkiva oko svakog implantata i obojili ih hematoksilin-eozinom.

HISTOLOŠKI REZULTATI

Tkivne reakcije kvalitativno smo ocijenili iz histoloških preparata u pogledu stupnja razvijene upale, migracije granulocita i makrofaga, u pogledu stanja ožiljka te stupnja zrelosti, debline i gustoće vezivnog tkiva oko implantata. Na temelju konvencionalnih kriterija histološka smo ispitivanja tkivnih reakcija razvrstali u *slabe* i *umjerene* (slika 10). *Jakih* tkivnih reakcija u našem testu nije bilo!

Za kovinske je implantate karakteristična velika pokretljivost u potkožnom tkivu, osobito prvih dana nakon usaćivanja, zbog glatkih poliranih površina i zbog gibanja miševa. Tkivo ne obrasta sve implantate istodobno, zato tkivne reakcije u kratkim razdobljima očekivanja nisu jednake, što može biti uzrokom različitosti i nepouzdanosti histoloških nalaza. To više ne vrijedi za tridesetodnevne implantate.

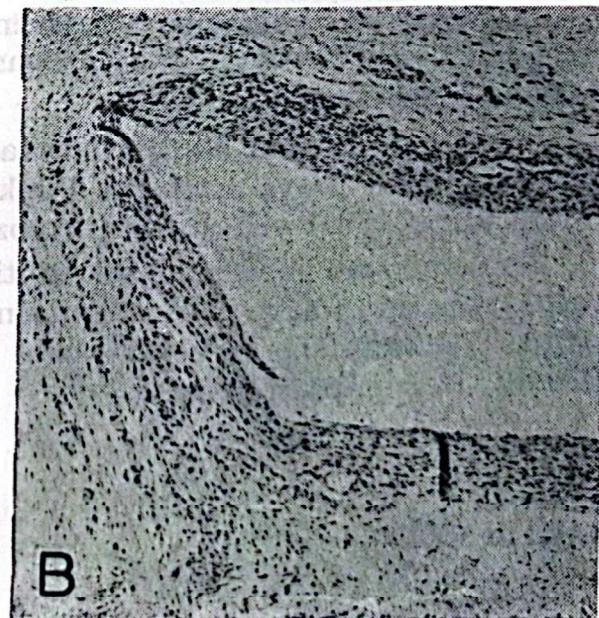
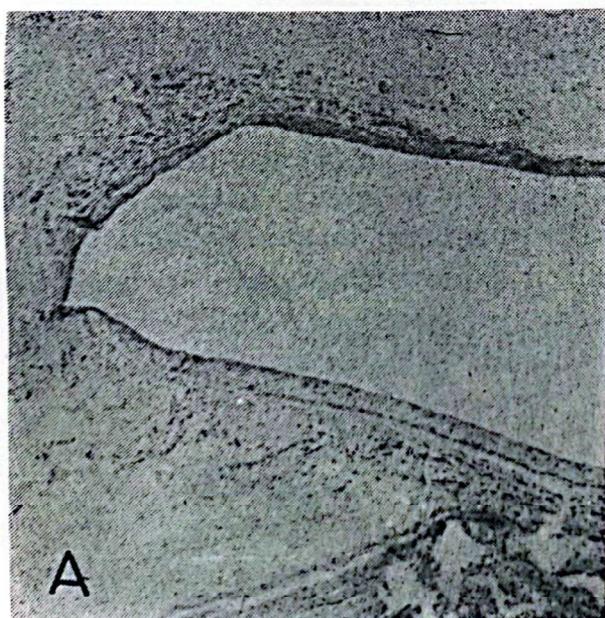
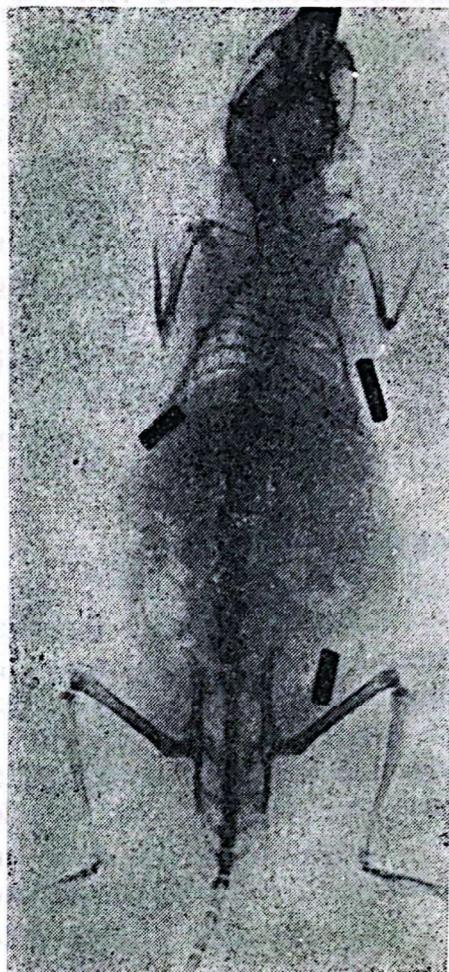
Razlika u nalazima među tkivnim reakcijama na niskokaratnu zlatnu slitinu i na čisto zlato nakon trideset dana statistički je nebitna.

ne je konformiteta, jer su učinili neodgovarajuće pretpostavke o mogućnosti i vrednosti korišćenja kovinskih implantata u lečenju žrtvovanog miša.

Izveštajima o kontaktnim rendgenskim slikama žrtvovanog miša učinjeno je da su tri kovinska implantata dobro loko-lizirani u prednjem delu noge. U jednoj sliki je vidljivo da su dva implantata u prednjem delu noge, a jedan u zadnjem delu noge. U drugoj sliki je vidljivo da su dva implantata u prednjem delu noge, a jedan u zadnjem delu noge.

Na kontaktnoj kopiji rendgenske slike žrtvovanog miša dobro je vidljiva lokализacija triju kovinskih implantata. Dva su smještena u predjelu prednjih nožica, a jedan pri zadnjoj nozi.

Sl. 9. Na kontaktnoj kopiji rendgenske slike žrtvovanog miša dobro je vidljiva lokализacija triju kovinskih implantata. Dva su smještena u predjelu prednjih nožica, a jedan pri zadnjoj nozi.



Sl. 10. Histološka slika tkivnih reakcija na kovinske implantate. Svjetliji prostor u središtu preparata preostao je nakon odstranjenja implantata. A. Histološki je rezultat slaba tkivna reakcija. B. Predstavlja umjerenu tkivnu reakciju.

Za tkivne reakcije na implantate iz obiju slitina pretpostavljamo da su posljedica *mehaničkog* a ne *kemijskog podražaja*.

Kvalitativno je vrednovanje tkivnih reakcija inače subjektivno, ali ipak tkivna reakcija pokazuje da li materijal koji se testira draži jako ili ne draži. Prije svega se pokazuje jednakost ili različitost tkivnih reakcija na materijale koji se testiraju (*screening test*), što s odgovarajućom točnošću određuje *histokompatibilnost* ili *nepodobnost* ispitivanog materijala.

Iz rezultata implantacijskog testa možemo istaknuti da ispitivana niskokaratna slitina izaziva nakon 15, kao i nakon 30 dana usađivanja, stupanj između slabe i umjerene tkivne reakcije oko uzoraka slično kao *čisto zlato*. Iz toga zaključujemo da ispitivana slitina jednako tako malo draži kao i čisto zlato te je prema tome histokompatibilna.

KLINIČKI TEST

Za kliničko smo ispitivanje otpornosti na koroziju niskokaratne slitine metodom slučajnog uzorka izabrali 10 pacijenata, koji su trebali samostalnu potpunu metalnu ili fasetiranu krunicu. Isključili smo utjecaj drugih metala sa susjednih zubi i time elektrokemijsku koroziju. Nakon cementiranja krunica izmjerili smo elektrodnji potencijal između krunice i određene referentne točke u zubnom luku.

Svakih smo 14 dana provjeravali promjenu boje pokusnih krunica i promjenu elektrodnih potencijala.

Konstatacije kliničkog testa su slijedeće:

— Pri prvom pregledu zapaža se jednolična promjena tona boje prvog stupnja, kao u laboratorijskom koroziskom testu. Prvobitna prirodna boja metala mijenja se u zlatnu nijansu i takva ostaje i na slijedećim pregledima. (Vrijeme opažanja: 2 godine.)

— Elektrodnji potencijal s vremenom blago pada, što znači da se metalna površina pasivizira. Ova je konstatacija u skladu s rezultatima laboratorijskih testova na koroziju.

S obzirom da smo klinički promatrati svega 10 slučajeva, razumljivo je da ne možemo posve isključiti i takve moguće uvjete u ustima, koji bi možda uzrokovali i viši stupanj koroziskske promjene boje (*tarnish*).

Koroziju smo laboratorijski ispitivali u puno agresivnijim uvjetima a nismo zapazili pojavu mikronagrivanja te je stoga ne očekujemo ni u ustima. Međutim, ne možemo posve isključiti ovu mogućnost kao posljedicu elektrokemijskih procesa.

ZAKLJUČCI

1. Lijevnost je slitina specifično svojstvo koje se povećava s povećanom temperaturom lijevnog kalupa i pregrijane taline (dijagram 1). Niskokaratna slitina MIDOR ima prikladnu lijevnost kao 20-karatna zlatna slitina AURODENT 20.

2. Temperature lijevnih kalupa bitno utječu na veličinu kristalnih zrna samo kod 20-karačnih legura. Prosječna veličina zrna je 2,5 puta veća pri temperaturnoj razlici od 400° C.

3. Razlike prosječnih veličina kristalnih zrna među ispitivanim slitinama su velike: cijepljena slitina MIDOR ima dužinski 8 puta, površinski 64 puta ili obujamski 500 puta manja zrna nego AURODENT 20 (slike 4 i 5).

4. Utemeljili smo metodu laboratorijskih koroziskih pokusa s izmjeničnim uranjanjem u 5%-tņu otopinu Na₂S i sušenjem uzorka bez brisanja te ustanovili vrednovanje koroziske obojenosti na temelju interferencijskih boja. Za konačno prosuđivanje mikronagrizanja izradili smo finu metodu odstranjivanja koroziskog filma za mikroskopiranje. Ni na jednom uzorku ispitivanih kovina nismo našli mikronagriženosti pri povećanju 250 puta. Koroziski testovi potvrđuju dobru kemijsku otpornost niskokaratne slitine.

5. Histološki su nalazi implantacijskih testova na miševima s implantatima niskokaratne slitine i tehnički čistog zlata (99,99%) jednaki, obje kovine podjednako malo draže tkivo, što znači da je slitina MIDOR histokompatibilna.

6. Rezultati kliničkog testiranja slitine MIDOR dopuštaju njenu uporabu u stomatoprotetske svrhe.