

*MANUALIA UNIVERSITATIS STUDIORUM ZAGRABIENSIS*  
UDŽBENICI SVEUČILIŠTA U ZAGREBU

Ketij Mehulić i suradnici  
**DENTALNI MATERIJALI**

---

MEDICINSKA NAKLADA – ZAGREB  
BIBLIOTEKA SVEUČILIŠNI UDŽBENICI I PRIRUČNICI

Ketij Mehulić i suradnici  
**DENTALNI MATERIJALI**

---

### **Stručna urednica**

prof. dr. sc. Ketij MEHULIĆ

### **Recenzenti**

akademik Vjekoslav JEROLIMOV, specijalist stomatološke protetike, utemeljitelj  
kolegija dentalni materijali, umirovljeni redoviti profesor u trajnom zvanju  
Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

prof. dr. sc. Asja ČELEBIĆ, specijalist stomatološke protetike, redoviti profesor u  
trajnom zvanju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

prof. emeritus dr. sc. Mladen FRANZ, Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u  
Zagrebu

**Izdavač** / MEDICINSKA NAKLADA, 10000 ZAGREB, Cankarova 13

**Za izdavača** / Anđa RAIČ, prof.

**Urednica** / Anđa RAIČ

**Lektura i korektura** / Jasenka LESNIK-GAŠPIĆ

**Slog i prijelom** / Marko HABUŠ

**Tisak** / KERSCHOFFSET, Zagreb

CIP zapis je dostupan u računalnome katalogu  
Nacionalne i sveučilišne knjižnice u Zagrebu  
pod brojem 000952730

**ISBN 978-953-176-763-7**



---

Odlukom Senata Sveučilišta u Zagrebu: Klasa: 032-01/15-01/68; ur. broj: 380-061/252-16-5,  
na sjednici održanoj 19. svibnja 2016. godine odobreno je korištenje naziva sveučilišni udžbenik  
(*Manualia universitatis studiorum Zagrabienis*).

---

© Medicinska naklada, Zagreb, 2017.

Nijedan dio ove knjige ne smije se umnožavati niti reproducirati u bilo kojem obliku ili na  
bilo koji način, elektronički ili mehanički, uključujući fotokopiranje, osim za kratke citate, bez  
nakladnikova pismenog dopuštenja.

Ketij Mehulić i suradnici

# DENTALNI MATERIJALI

MEDICINSKA  
NAKLADA



Zagreb, 2017.



# Autori

---

Prof. dr. sc. **Željko ALAR**, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zavod za materijale

Prof. dr. sc. **Ivica ANIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Dr. sc. **Lana BERGMAN**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

Doc. dr. sc. **Andreja CAREK**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

Doc. dr. sc. **Samir ČIMIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za mobilnu protetiku

Prof. dr. sc. **Irina FILIPOVIĆ ZORE**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za oralnu kirurgiju

Prof. dr. sc. **Nada GALIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Prof. dr. sc. **Domagoj GLAVINA**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za dječju i preventivnu stomatologiju

Prof. dr. sc. **Marko JAKOVAC**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

Doc. dr. sc. **Eva KLARIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Prof. dr. sc. **Sonja KRALJEVIĆ ŠIMUNKOVIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za mobilnu protetiku

dr. sc. **Josip KRANJČIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet Zavod za fiksnu protetiku

Prof. dr. sc. **Ketij MEHULIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

Dr. sc. **Slađana MILARDOVIĆ ORTOLAN**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

## VI Autori

Prof. dr. sc. **Goranka PRPIĆ-MEHIČIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Prof. dr. sc. **Zdravko SCHAUPERL**, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zavod za materijale

Prof. dr. sc. **Zrinka TARLE**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Dr. sc. **Joško VISKIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

Prof. dr. sc. **Denis VOJVODIĆ**, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

# Predgovor

---

Materijali su tvari koje imaju masu i zauzimaju prostor. Mogu se podijeliti po različitim kriterijima; podrijetlu, građi, vrsti, svojstvima ili primjeni. Prirodni materijali poput kamena i drva nalaze se u prirodi, a sintetički poput polimera i kompozita se proizvode. Materijali se primjenjuju u gotovo svim granama ljudske djelatnosti i stoga su predmet interesa mnogih struka. Njihova primjena i značaj u dentalnoj medicini je velika. Dentalni materijali osim određenih mehaničkih, optičkih, tehnoloških i triboloških svojstava moraju biti i biokompatibilni. Dužnost je svakog doktora dentalne medicine poznavati materijale koje koristi u sanaciji svog pacijenta. Mora znati kako će se materijal ponašati nakon određenog razdoblja nošenja u ustima, kako će na njega utjecati mehaničko-kemijska zbivanja u usnoj šupljini te hoće li na bilo koji način štetiti pacijentu?

Dentalni materijali se kao zaseban predmet na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu predaju od 1995. godine kada je akademik Vjekoslav Jerolimov uveo u dodiplomsku nastavu kolegij Materijali u stomatologiji. Akademik Jerolimov i suradnici objavili su 2005. godine *on line* udžbenik „Osnove stomatoloških materijala“. Intenzivna znanstvena istraživanja koja se provode u području dentalnih materijala kao i uvođenje novih tehnologija u dentalnu medicinu potaknuli su potrebu za novim sveučilišnim udžbenikom koji bi prikazao nove znanstvene i kliničke spoznaje o postojećim, poboljšanim postojećim i novim dentalnim materijalima kao i različite aspekte njihove primjene.

Ovaj udžbenik je namijenjen studentima Stomatološkog fakulteta kako bi mogli kvalitetnije pratiti nastavu iz brojnih kolegija tijekom studija i upotpuniti svoje znanje, no dobro će doći i doktorima dentalne medicine, specijalizantima i specijalistima svih grana dentalne medicine kao izvor informacija o novim spoznajama neophodnim za uspješan rad u ordinaciji dentalne medicine. U knjizi se na sistematičan i cjelovit način prikazuju gradivni i pomoćni materijali u gotovo svim granama dentalne medicine. U prvom dijelu udžbenika se govori općenito o materijalima i biokompatibilnosti, normama i boji dentalnih materijala. Drugi dio udžbenika opisuje materijale koji se koriste u preventivnoj dentalnoj medicini, treći dio se bavi materijalima u restaurativnoj dentalnoj medicini i endododnciji, četvrti dio prikazuje gradivne i pomoćne materijale u dentalnoj protetici, a peti dio opisuje materijale koji se upotrebljavaju u oralnoj kirurgiji. Kako bi se olak-

šalo učenje i razumijevanje gradiva svako od 17 poglavlja udžbenika popraćeno je brojnim ilustracijama, ima sažetak u kojem su istaknuti bitni pojmovi i ima popis recentne literature koju se preporuča zainteresiranom čitatelju za daljnje proučavanje područja.

Koautori ovoga udžbenika imaju različite pristupe i stil pisanja, ali i zajedničku nit vodilju da svoje znanje i iskustvo prenesu novim generacijama doktora dentalne medicine. Nastojala sam da poglavlja budu konzistentna, pisana na istoj razini i da imaju ujednačenu pokrivenost područja koja opisuju.

Zahvaljujem kolegama koji su sudjelovali u pisanju udžbenika kao i recenzentima koji su dali niz korisnih primjedaba.

Urednica  
Prof. dr. sc. Ketij Mehulić



# Sadržaj

---

## I. OPĆENITO O MATERIJALIMA

### 1. UVOD U MATERIJALE

Zdravko Schauperl, Željko Alar	2
Povijesni razvoj materijala	2
Kristalizacija	6
Legure	14
Zahtjevi za primjenu materijala u dentalnoj medicini	16
Svojstva materijala	16
Tribološka svojstva	17
Trenje	20
Trošenje	20
Mehanizmi trošenja	20
Mehanička svojstva materijala	23
Statičko vlačno ispitivanje	25
Ispitivanje savijanjem	27
Tlačna ispitivanja	28
Zamor materijala	28
Tvrdoća materijala	29
Udarni rad loma	31

### 2. BOJA DENTALNIH MATERIJALA

Sladana Milardović Ortolan	33
Fenomen boje	34
Fizikalna pozadina fenomena boje	34
Boja zuba	36
Sekundarna optička svojstva koja utječu na boju zuba	37
Metode određivanja boje u dentalnoj medicini	38
Vizualna metoda	38
Ključevi boja	39
Instrumentalne metode određivanja boje	40
Oponašanje boje zuba umjetnim materijalima	41
Materijali za direktne nadomjestke	42

### 3. BIODOPATIBILNOST DENTALNIH MATERIJALA

Joško Viskić	48
Ispitivanje biokompatibilnosti	53
Dentalni amalgam	58
Polimeri	60
Dentalne legure	60

#### 4. NORME DENTALNIH MATERIJALA

Domagoj Glavina	.65
Certificiranje	.66
Povijest razvoja materijala i normizacije	.66
ADA Norme ( <i>American Dental Association</i> )	.70
Međunarodna federacija dentalne medicine (FDI)	.70
Međunarodna organizacija za normizaciju (ISO)	.71
Načela razvoja i donošenja normi	.72
ISO/TC106 – područje rada i organizacija	.73
Norme Europske unije (EU norme)	.73
Struktura Europskog povjerenstva za normizaciju (CEN, CENELEC)	.74
Struktura Tehničkog odbora za dentalnu medicinu (CEN/TC 55)	.74
Postupak razvoja europske norme	.75
CE znak	.75

## II. MATERIJALI U PREVENTIVNOJ DENTALNOJ MEDICINI

#### 5. SREDSTVA ZA PREVENCIJU KARIJESA

Domagoj Glavina	.80
Mehanizam ugradnje fluora u zubna tkiva	.82
Natrijev fluorid (NaF)	.84
Kositreni fluorid (SnF <sub>2</sub> )	.84
Zakiseljeni fosfatni fluorid (APF)	.84
Natrijev monofluorofosfat (MFP)	.85
Sredstva za osobnu primjenu – kozmetički proizvodi	.85
Zubne paste	.85
Sastav zubne paste	.86
Vodice za usta	.90
Gume za žvakanje i pastile	.92
Sredstva za profesionalnu primjenu – terapijski proizvodi	.92
Sredstva za remineralizaciju	.92
Zubne paste za terapijsku primjenu	.94
Sredstva za topikalnu fluoridaciju	.95
Otopine s fluorom	.95
Lakovi s fluorom	.96
Gelovi s fluorom	.96
Gume za žvakanje	.97
Prevenција karijesa okluzalne plohe	.97
Restaurativni materijali s preventivnim djelovanjem	.98
Staklenoionomerni cementi	.98
Postupci poboljšanja svojstava staklenoionomernih cemenata	.103

### III. MATERIJALI U RESTAURATIVNOJ DENTALNOJ MEDICINI I ENDODONCIJI

<b>6. KOMPOZITNI MATERIJALI I ADHEZIJSKI SUSTAVI</b>	
Zrinka Tarle, Eva Klarić . . . . .	108
<b>KOMPOZITNI MATERIJALI . . . . .</b>	109
Povijesni prikaz primjene kompozitnih materijala u dentalnoj medicini . . .	109
Klasifikacija kompozitnih materijala . . . . .	110
Zahtjevi za primjenom kompozitnih materijala u dentalnoj medicini . . . . .	113
Sastav kompozita . . . . .	113
Struktura kompozitnih materijala . . . . .	115
Svojstva kompozitnih materijala . . . . .	116
Proizvodni procesi kompozitnih materijala . . . . .	116
Primjena kompozitnih materijala . . . . .	116
Biološki odgovor tkiva na kompozitne materijale . . . . .	117
<b>ADHEZIJSKI SUSTAVI . . . . .</b>	120
Povijesni prikaz adhezijskih sustava . . . . .	120
Klasifikacija adhezijskih sustava . . . . .	121
Podjela adhezijskih sustava prema otapalu . . . . .	121
Podjela adhezijskih sustava prema interakciji sa zubnim tkivom . . . . .	122
Zahtjevi koje moraju ispunjavati adhezivi . . . . .	125
Sastav adhezijskih sustava . . . . .	125
Struktura adheziva . . . . .	125
Svojstva adheziva . . . . .	126
Primjena adheziva . . . . .	126
Biološki odgovor tkiva na adhezive . . . . .	126
<b>7. DENTALNI AMALGAMI</b>	
Nada Galić, Goranka Prpić-Mehičić . . . . .	128
Povijesni prikaz . . . . .	129
Klasifikacija dentalnog amalgama . . . . .	131
Zahtjevi za kliničku primjenu amalgama . . . . .	132
Sastav dentalnog amalgama . . . . .	133
Struktura dentalnih amalgama . . . . .	133
Svojstva dentalnih amalgama . . . . .	134
Promjene dimenzije . . . . .	134
Tečenje dentalnog amalgama . . . . .	134
Otpornost na tlak . . . . .	135
Zakašnjela ili sekundarna ekspanzija dentalnog amalgama . . . . .	135
Korozija . . . . .	136
Rubna pukotina . . . . .	137
Toplinska provodljivost . . . . .	137
Toksičnost dentalnog amalgama . . . . .	137

Proizvodni procesi . . . . .	138
Primjena dentalnih amalgama . . . . .	138
Poliranje dentalnih amalgama . . . . .	139
Biološki odgovor tkiva na dentalni amalgam . . . . .	139
Utjecaj dentalnog amalgama na pulpu . . . . .	141
Utjecaj dentalnog amalgama na parodont . . . . .	141
Utjecaj dentalnog amalgama na sluznicu usne šupljine . . . . .	141
Utjecaj dentalnog amalgama na bubrege . . . . .	141
Utjecaj dentalnog amalgama na živčani sustav . . . . .	141
Utjecaj dentalnog amalgama na krvožilni sustav . . . . .	142
Utjecaj dentalnog amalgama na imunosni sustav . . . . .	142
Utjecaj dentalnog amalgama na probavni sustav . . . . .	142
Generalizirana reakcija preosjetljivosti na dentalni amalgam . . . . .	142
Teratogeni učinak dentalnog amalgama . . . . .	143

## 8. MATERIJALI ZA PUNJENJE KORIJENSKOGA KANALA

Ivica Anić, Nada Galić . . . . .	147
Povijesni prikaz . . . . .	148
Klasifikacija materijala za punjenje korijenskih kanala . . . . .	148
Meka punila koja trajno ostaju meka (paste) . . . . .	149
Paste temeljene na kalcijevu hidroksidu . . . . .	149
Meka punila koja se stvrđuju u korijenskom kanalu . . . . .	149
Cementi temeljeni na kalcijevu hidroksidu . . . . .	150
Cementi temeljeni na cinkovu oksidu s eugenolom . . . . .	151
Cementi temeljeni na umjetnim smolama . . . . .	152
Cementi temeljeni na biokeramici . . . . .	154
Polutvrda punila korijenskoga kanala . . . . .	156
Tvrda punila korijenskoga kanala . . . . .	156
Zahtjevi materijala za punjenje korijenskih kanala . . . . .	157
Biološki odgovor tkiva na materijale za punjenje korijenskih kanala . . . . .	157

## IV. GRADIVNI I POMOĆNI MATERIJALI U DENTALNOJ PROTETICI

### 9. METALI I LEGURE U DENTALNOJ MEDICINI

Andreja Carek . . . . .	162
Povijest razvoja metalnih materijala u dentalnoj medicini . . . . .	163
Metali . . . . .	163
Legure . . . . .	167
Dentalne legure . . . . .	167
Mehanička svojstva dentalnih legura . . . . .	169
Kemijska svojstva dentalnih legura . . . . .	171
Plemenite dentalne legure . . . . .	173
Neplemenite dentalne legure . . . . .	174

Nikal-kromove legure . . . . .	176
Kobalt-kromove legure . . . . .	177
Titan i titanove legure. . . . .	180

## 10. DENTALNA KERAMIKA

Ketij Mehulić . . . . .	185
Povijesni prikaz razvoja i primjene keramike. . . . .	186
Klasifikacija keramičkih materijala . . . . .	189
Zahtjevi za primjenu keramičkih materijala u dentalnoj medicini. . . . .	191
Sastav keramike. . . . .	192
Struktura keramičkih materijala . . . . .	194
Svojstva keramičkih materijala . . . . .	195
Proizvodni procesi . . . . .	197
Silikatna keramika. . . . .	202
Glinična keramika. . . . .	202
Staklo-keramika . . . . .	203
Oksidna keramika . . . . .	204
Aluminij-oksidna keramika . . . . .	205
Cirkonij-oksidna keramika. . . . .	205

## 11. POLIMERI I POLIMERIZACIJA

Sonja Kraljević Šimunković, Samir Čimić . . . . .	208
Molekularna masa polimera. . . . .	209
Prostorne strukture polimera . . . . .	209
Termoplastični i termootporni polimeri . . . . .	210
Proizvodnja polimera . . . . .	210
Protetička aplikacija polimera . . . . .	211
Polimetilmetakrilat (PMMA). . . . .	211
Izgled i sastav polimera . . . . .	211
Drugi materijali za izradu baze proteze . . . . .	213
Akrilati za lijevanje . . . . .	213
Ojačani akrilati . . . . .	213
Brzi toplopolimerizirajući akrilati . . . . .	213
Svjetlosnopolimerizirajući akrilati . . . . .	213
Svojstva akrilata za izradu baze proteze. . . . .	214
Čvrstoća . . . . .	214
Toplinska provodljivost . . . . .	214
Termički koeficijent ekspanzije. . . . .	214
Polimerizacijska kontrakcija . . . . .	214
Dimenzijska stabilnost i preciznost . . . . .	215
Apsorpcija vode i topljivost . . . . .	215
Otpornost prema kiselinama, bazama i organskim otapalima . . . . .	215
Svojstva adhezije . . . . .	215
Biokompatibilnost. . . . .	216

Protetički palatitis . . . . .	216
Poroznost . . . . .	217
Polimerizacijska reakcija . . . . .	217
Faze polimerizacije . . . . .	218
Kemijski polimerizirajući akrilati . . . . .	218
Topopolimerizirajući akrilati . . . . .	219
Postupak kivetiranja . . . . .	219
Injekcijska polimerizacija . . . . .	219
Svjetlosnopolimerizirajući akrilati . . . . .	220
Mikrovalna polimerizacija . . . . .	221
Materijali za podlaganje . . . . .	221
Dugotrajni meki materijali za podlaganje . . . . .	221
Kratkotrajni meki materijali za podlaganje . . . . .	221
Tvrdi materijali za podlaganje . . . . .	222
Probne baze za proteze i individualne žlice . . . . .	222
Akrilatni zubi . . . . .	223
Keramički zubi . . . . .	224
Maksilofacijalni materijali . . . . .	224
Akrilatni materijal za fasete na krunicama i mostovima . . . . .	224
Privremene krunice i mostovi . . . . .	225
Udlage . . . . .	225

## 12. DENTALNI CEMENTI

Marko Jakovac . . . . .	227
Svojstva cemenata . . . . .	228
Klasifikacija cemenata . . . . .	230
Privremeni cementi . . . . .	231
Privremeni cementi za dulji period uporabe . . . . .	233
Trajni cementi . . . . .	234
Cink-fosfatni cement . . . . .	234
Polikarboksilatni cementi . . . . .	235
Staklenoionomerni cementi . . . . .	236
Kompozitni cementi . . . . .	238

## 13. MATERIJALI ZA OTISKE

Denis Vojvodić . . . . .	242
Sintetički elastomeri . . . . .	245
Polisulfidi . . . . .	245
Silikoni . . . . .	247
Kondenzacijski silikoni (polisilanoli) . . . . .	248
Adicijski silikoni (polivinilsiloksani) . . . . .	249
Polieteri . . . . .	251
Hibridi (vinil-polieteri) . . . . .	252
Pripremanje sintetičkih elastomera za otiskivanje . . . . .	253

Vezivanje sintetičkih elastomera – polimerizacija . . . . .	256
Hidrokoloidi . . . . .	258
Reverzibilni hidrokoloidi . . . . .	259
Ireverzibilni hidrokoloidi – alginati . . . . .	261
Vlaženje površine kod otisnih materijala . . . . .	264
Dezinfekcija otisaka. . . . .	266
Odabir žlica za otisak i utjecaj na materijal za otiskivanje . . . . .	266

## **14. POMOĆNI I LABORATORIJSKI MATERIJALI**

Sonja Kraljević Šimunković, Samir Čimić . . . . .	272
Sadra . . . . .	273
Sastav sadre. . . . .	273
Proizvodnja dentalne sadre, tvrde sadre i vrlo tvrde sadre . . . . .	273
Omjer praha i vode kod vrlo tvrde sadre . . . . .	275
Mehanizam stvrdnjivanja . . . . .	275
Svojstva sadre . . . . .	277
Materijali za ulaganje . . . . .	279
Materijali za ulaganje vezani fosfatima . . . . .	279
Materijali za ulaganje vezani silikatima. . . . .	280
Materijali za ulaganje vezani sadrom. . . . .	280
Termoplastični kompozicijski materijali . . . . .	281
Sastav i svojstva termoplastičnih kompozicijskih materijala . . . . .	281
Termoplastični kompozicijski materijali za žlice. . . . .	283
Voskovi . . . . .	283
Prirodni voskovi. . . . .	283
Sintetički voskovi . . . . .	285
Gume . . . . .	285
Masti. . . . .	286
Smole . . . . .	286
Svojstva voskova. . . . .	286
Primjena voskova u dentalnoj medicini. . . . .	288

## **15. POVRŠINE DENTALNIH MATERIJALA I NJIHOVA OBRADA**

Josip Kranjčić . . . . .	292
Supstrat, abraziv i abrazija . . . . .	293
Abrazija . . . . .	293
Poliranje površina dentalnih materijala. . . . .	296
Oblici i vrste abrazivnih sredstava za obradu površina dentalnih materijala. . . . .	297
Materijali za obradu površina . . . . .	300
Obrada površina gradivnih dentalnih materijala . . . . .	303
Obrada površine amalgamskog ispuna . . . . .	303
Obrada površine kompozitnog ispuna . . . . .	304
Obrada površina akrilatnih materijala za fasetiranje i bazu proteze. . . . .	304

Obrada metalnih površina (koje se ne oblažu estetskim materijalom) . . .	305
Obrada keramičkih površina . . . . .	307

## 16. SUSTAV RAČUNALNOG OBLIKOVANJA I STROJNE IZRADE NADOMJESTAKA

Lana Bergman . . . . .	309
Povijesni razvoj CAD/CAM sustava . . . . .	310
CAD/CAM sustavi danas . . . . .	311
CAD/CAM komponente i koncepti izrade . . . . .	312
Direktna tehnika izrade nadomjestka ordinacijski u jednom posjetu . . . . .	318
Integrirana ordinacijsko-laboratorijska tehnika . . . . .	319
Centralizirana proizvodnja . . . . .	320
Materijali za obradu u CAD/CAM sustavu . . . . .	320
Legure kobalta . . . . .	320
Titan i legure titana . . . . .	322
Polimeri . . . . .	323
Polimetilmetakrilat . . . . .	323
Polimeri za ulaganje . . . . .	324
Kompozit . . . . .	325
Silikatne keramike . . . . .	325
Glinična keramika . . . . .	325
Hibridne keramike . . . . .	327
Staklo-keramike . . . . .	327
Oksidne keramike . . . . .	329
Aluminij-oksidna ( $Al_2O_3$ ) keramika . . . . .	329
Cirkonij-oksidna keramika . . . . .	330
Voskovi . . . . .	331
Tehnologija 3D printanja . . . . .	332

## V. MATERIJALI U ORALNOJ KIRURGIJI

### 17. KIRURŠKI I REGENERATIVNI MATERIJALI

Irina Filipović Zore . . . . .	338
Materijali za nadoknadu koštanog volumena . . . . .	338
Autologni (autogeni) koštani transplantati . . . . .	340
Alogeni (homologni) koštani transplantati . . . . .	341
Ksenogeni koštani nadomjestci . . . . .	341
Aloplastični koštani nadomjestci . . . . .	342
Trombocitima obogaćena plazma i trombocitima obogaćen fibrin . . . .	343
Materijali u dentalnoj implantologiji . . . . .	344

KAZALO POJMOVA . . . . .	349
--------------------------	-----





# Općenito o materijalima

1.	Uvod u materijale Zdravko Schauperl, Željko Alar . . . . .	2
2.	Boja dentalnih materijala Slađana Milardović Ortolan . . . . .	33
3.	Biokompatibilnost dentalnih materijala Joško Viskiđ . . . . .	48
4.	Norme dentalnih materijala Domagoj Glavina . . . . .	65

# 1. POGLAVLJE

---

## Uvod u materijale

Zdravko Schauperl, Željko Alar

*Materijali su tvari od kojih je nešto izrađeno ili sastavljeno. Dijele se u četiri osnovne skupine: metali, polimeri, keramike i kompoziti. Razvoj i primjena materijala bitna je odrednica ljudske civilizacije. Različiti materijali se od pamtivijeka rabe u svakodnevnom životu. Koji će se materijal izabrati za pojedino mjesto primjene ovisi poglavito o njegovim uporabnim svojstvima, ali i zahtjevima na proizvod. Svojstva materijala su posljedica kemijskog sastava i strukture te se najčešće mogu kvantitativno izraziti. Dominantni zahtjevi koji se postavljaju pred materijale koji se rabe u dentalnoj medicini jesu dobra mehanička svojstva te otpornost na pojedine mehanizme trošenja (dobra tribološka svojstva). Dodatno, ovisno o mjestu primjene, zahtjevi se mogu proširiti na tehnoložnost, tj. mogućnosti obrade i prerade raznim tehnologijama i postupcima, korozivna postojanost i biokompatibilnost te na dobra optička svojstva.*

## POVIJESNI RAZVOJ MATERIJALA

Materijali imaju značajniju ulogu u razvoju naše civilizacije nego što većina ljudi misli. Odjeća, smještaj, hrana, transport, a pogotovo zdravlje, samo su neki od ključnih elemenata svakodnevnog života koji su uvjetovani dostupnim materijalima. Povijesno gledano, razvoj je društva određen postojanjem i vještinama prerade i proizvodnje različitih materijala. Naši davni predci bili su ograničeni brojem i vrstom dostupnih materijala, mogli su rabiti uglavnom one iz prirode kao što su drvo, kamen, koža, kosti i slično. Međutim, trenutak kada su ih primjenom primitivnih postupaka obrade počeli prilagođivati svojim potrebama i oblikovati u oruđe, oružje i ostale uporabne predmete označuje početak razvoja civilizacije. Taj je proces pokrivao sva područja života, a isto se događalo i u biomedicini: zabilježeno je da su u starom Egiptu, prije 5000 godina, liječnici već rabili biomedicinske materijale iz okoliša. Rabili su ljuske kokosova oraha za liječenje ozljeda glave, a slonovaču i drvo za izradu umjetnih zuba. Zapisi stari oko 2500 godina govore i o zlatu kao često rabljenom metalu za prve protetičke radove

u Feničana, Grka, Rimljana. Primjenjujući stečena iskustva u obradi postojećih prirodnih materijala, ali i početku kognitivnog pristupa razvoju novih materijala tijekom vremena proizvedeni su i prvi tehnički materijali kao što su bronca, željezni ljevovi i dr. Značenje tih materijala kroz našu povijest je toliko da su čak i pojedina razdoblja u ljudskom razvoju imenovana prema materijalima rabljenim u tom razdoblju: kameno, brončano, željezno doba te doba plastike. U novijoj povijesti primjenom znanstvenih pristupa u razvoju materijala i primjenjujući kompleksna znanja iz matematike, fizike, kemije, termodinamike, hidromehanike otkrivaju se postupci za dobivanje novih, suvremenih materijala sa sve boljim svojstvima. Takav pristup rezultira sve većim brojem raspoloživih materijala koji i dalje eksponencijalno raste. Prema grubim procjenama danas se raspolaže s oko 160.000 različitih materijala koji imaju svakodnevnu primjenu u našim životima. Broj osnovnih vrsta materijala značajno je manji, ali se takva raznovrsnost postiže varijacijama sastava i struktura materijala kao posljedice tehnologije i parametara proizvodnje i/ili naknadne obrade. Te postupke razvoja i obrade materijala objedinjuje inženjerstvo materijala, relativno nova znanstvena disciplina nastala u drugoj polovici 20. stoljeća. Sintezom temeljnih grana znanosti, kemije i fizike, s inženjerskim strukama strojarstva, metalurgije, graditeljstva, ali i biomedicine, razvijaju se potpuno novi, revolucionarni materijali i istodobno se poboljšavaju svojstva i karakteristike postojećih.

S obzirom na to da se rezultati istraživanja i razvoja materijala i pripadajućih tehnologija prenose u druge grane znanosti, npr. medicinu, elektroniku, zrakoplovstvo, graditeljstvo i dr., inženjerstvo materijala se smatra generičkom vrstom znanosti i dovodi do razvoja novih proizvoda s boljim svojstvima, što je od iznimne važnosti pogotovo u biomedicinskom području. S obzirom na to da se u svakodnevnom životu mogu čuti različiti izrazi vezani uz materijale, svakako je potrebno razjasniti opću terminologiju vezanu uz tu problematiku. U tome je najbolje poslužiti se fizikalnim tumačenjem gdje se svemir i sva događanja u njemu, pa tako i na Zemlji, opisuju s pomoću samo dva osnovna pojma: materije i energije. Zna se da su npr. toplina i svjetlost energija, dok je materija sve ono što se sastoji od atoma i ima masu pa prema tome i zauzima neki prostor. Prema toj definiciji materija su kamen, drvo, ali i voda, zrak, nafta... Kao sinonim za materiju često se rabi i riječ tvar, iako se tvar odnosi samo na onu vrstu materije koja ima sređenu strukturu.

Materijali, kao tema ovog udžbenika, su tvari od kojih je nešto izrađeno ili sastavljeno. Da bi to bilo moguće, materijali moraju imati svojstva koja omogućuju da se određenim tehnološkim postupcima oblikuju u proizvode određenog oblika,

definiranih dimenzija i uporabne vrijednosti. Ti proizvodi imaju primjenu u svim područjima života, pa je i najčešća podjela samih materijala prema mjestu primjene tako da postoje tehnički materijali, biomedicinski materijali, građevinski materijali i sl. Svim tim materijalima je zajedničko da imaju svojstva koja zadovoljavaju uvjete u primjeni, ali i da su pristupačni cijenom kao odlučujućim čimbenikom u njihovoj proizvodnji i nabavi.

Stanja u kojima se materijali pojavljuju u prirodi ovisе o vezama koje atomi od kojih su ti materijali građeni međusobno stvaraju. Uvriježeno je stajalište da se materijali mogu pojaviti u tri stanja koja se nazivaju agregatna stanja ili faze: kruto, tekuće i plinovito. Najbliži primjer za opis agregatnih stanja jest voda koja može postojati kao krutina, tj. led, kao tekuća voda i kao plinovita voda, tj. vodena para. Međutim, osim tog jednostavnog opisa agregatnih stanja poznato je da se materijal u prirodi može pojaviti i u drugim stanjima. Naprimjer stanje plazme opisuje se kao posebno agregatno stanje, ali isto tako i materijali iz svakodnevnog života kao što su krema za lice, pasta za zube, teško se mogu uklopiti u pojednostavnjenu sliku o tri agregatna stanja.

Neovisno o stanju u kojem se pojavljuju u prirodi, svi materijali od kojih je nešto izrađeno: avion, brod, kuća, implantat, mogu se podijeliti u četiri osnovne skupine:

- a) **Metali** su anorganski materijali koji se sastoje od jednog ili više metalnih elemenata, a mogu sadržavati i nemetale. Atomi u metalima imaju uglavnom kristalnu strukturu i povezani su metalnim vezama. Stoga metali imaju dobru toplinsku i električnu vodljivost, nisu transparentni za vidljivu svjetlost već imaju metalni sjaj. Većina se metala može oblikovati tehnološkim postupcima lijevanja i deformiranja i imaju relativno dobra mehanička svojstva na sobnoj temperaturi. U primjeni se čisti metali rabe relativno rijetko (bakar, zlato, aluminij), već se uglavnom rabe kao legure (čelik, mjed, bronca i sl.).
- b) **Polimeri** su organske smjese bazirane na atomima ugljika i vodika. Nastaju postupkom polimerizacije u kojem se *meri*, osnovne strukturne jedinice polimera, vežu u makromolekule. Zbog slabih sekundarnih veza u strukturi polimeri imaju značajno lošija mehanička svojstva od metala te nisu postojani na povišenim temperaturama. Polimeri su uglavnom toplinski i električni izolatori.

Međutim, zbog male gustoće, dobre tehnološkičnosti, mogućnosti postizanja velikog raspona svojstava te relativno niske cijene imaju iznimno široku primjenu i postaju sve važniji materijal u svakodnevnom životu. Svi polimeri su

podijeljeni u tri skupine: plastomeri (termoplasti), duromeri (duroplasti) i elastomeri.

- c) **Keramike** su spojevi metalnih i nemetalnih elemenata. Imaju kristalnu i amorfnu strukturu.

Postojane su na povišenim temperaturama i u agresivnim medijima. Imaju nisku toplinsku i električnu vodljivost, a u usporedbi s metalima veću krutost, slabiju žilavost, veću tvrdoću i značajno veću otpornost na trošenje. Što se tiče optičkih svojstava keramike, mogu biti transparentne, ali i netransparentne za vidljivu svjetlost što se postiže promjenama u sastavu i strukturi. Time su keramike sve poželjniji materijal u područjima kao što je dentalna protetika, ortopedija i slično.

S iznimkom silicijeva oksida (stakla), keramika se relativno teško obrađuje što, uz visoku krhkost, stvara problem za širu primjenu. Gruba podjela keramika je na oksidne i neoksidne.

- d) **Kompoziti** ili kompozitni materijali su heterogeni materijali koji se sastoje od dvaju ili više kemijski različitih materijala s jasnom granicom između njih. Ti novi, heterogeni materijali najčešće imaju potpuno nova svojstva kakva nema nijedna njihova komponenta zasebno. Kompoziti se sastoje od dvaju različitih materijala: matrice i ojačala. Matrica čini vezivo u kompozitu, dok je ojačalo faza koja ima superiornija svojstva od matrice i glavni je nositelj ukupnog ponašanja, tj. ukupnih svojstava kompozita. Najvažnija prednost kompozita u odnosu na druge materijale jest mogućnost prilagođivanja svojstava materijala, tj. mogućnost kreiranja materijala prema zahtjevu iz primjene. Najčešća podjela kompozita je prema materijalu matrice tako da postoje metalni kompoziti, polimerni kompoziti i keramički kompoziti.

## KRISTALIZACIJA

Za izradu nekog proizvoda inženjerima danas na raspolaganju stoje tisuće različitih materijala s različitim svojstvima, ponašanjem u primjeni, cijenom. Koji će se materijal izabrati za pojedino mjesto primjene ovisi ponajprije o njegovim uporabnim svojstvima, ali i zahtjevima na proizvod. Poznato je da sva svojstva materijala ovise ponajprije o kemijskom sastavu. Međutim, s obzirom na to da materijali potpuno istog kemijskog sastava mogu imati dijametralno različita svojstva, može se zaključiti da su svojstva materijala velikim dijelom posljedica njihove strukture, tj. rasporeda atoma od kojih su materijali građeni kao i posljedica vrste veza među njima.

Materijali se uglavnom primjenjuju u krutom agregatnom stanju, pri tome se misli na to da pružaju otpor vanjskom opterećenju. U takvim krutim tijelima atomi mogu biti raspoređeni u dvije strukture:

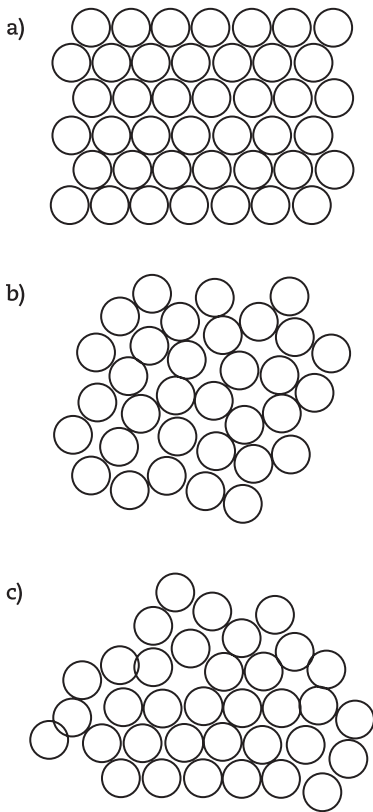
1. kristalnu (ili sređenu) i
2. amorfnu ili staklastu (nesređenu).

Kristalna struktura je ona u kojoj su atomi pravilno raspoređeni u prostoru, tj. gdje se neka minimalna strukturna jedinica periodički ponavlja u prostoru (slika 1-1a). U amorfnoj strukturi atomi su također međusobno povezani vezama, ali su geometrijski nesređeni, tj. nema njihova periodičkog ponavljanja (slika 1-1b). Međutim, u realnim tijelima često se susreće i mješovita struktura, tj. dijelom amorfna, dijelom kristalna (slika 1-1c).

Ako se analizira struktura krute tvari na razini atoma, vidjelo bi se kako atomi titraju oko nekih ravnotežnih položaja. Dovođenjem topline i porastom temperature, amplituda tih titraja se povećava, a time raste i prosječna udaljenost između atoma. Na makrorazini to rezultira ukupnim povećanjem volumena te tvari. Daljnjim zagrijavanjem povećava se amplituda titraja i u trenutku kada dođe do loma kohezivnih sila između atoma dolazi do taljenja i prelaska krute tvari u tekuću.

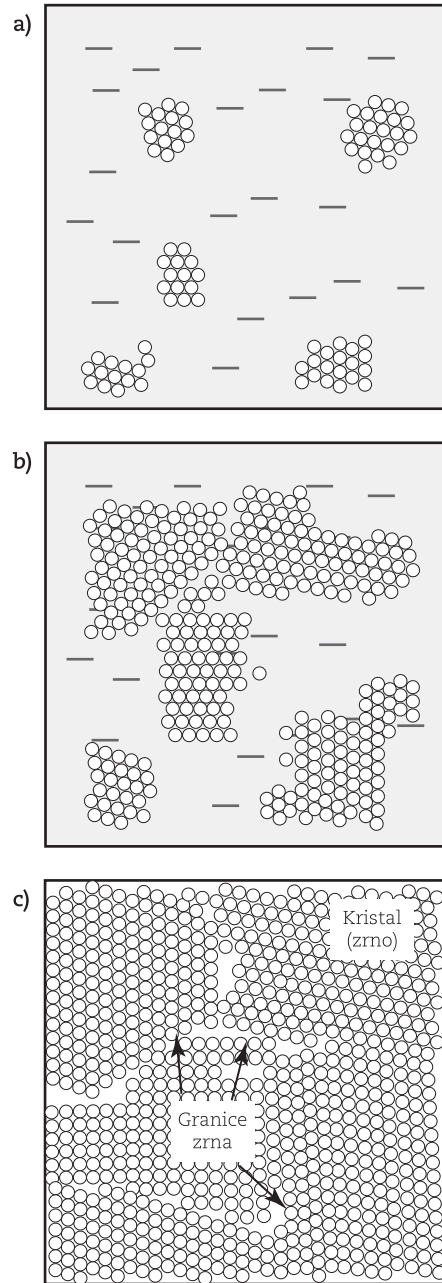
Daljnjim zagrijavanjem talina će se na nekoj temperaturi pregrijati i početak će se izdvajati atomi više energije, pritom će doći do stvaranja para. Kontinuiranim hlađenjem para dolazi do reverzibilnog procesa, tj. prelaska plinovitog u tekuće stanje i potom u kruto. Za primjenu je najinteresantnija promjena iz tekuće u krutu fazu, tj. u kruto agregatno stanje. Taj proces skrućivanja materijala iz taline naziva se kristalizacijom.

Kristalizacija svake taline odvija se u dva stupnja: nukleacija ili stvaranje klica kristalizacije i rast kristalnih zrna. Kristalizacija počinje hlađenjem taline na tzv. likvidus temperaturu na kojoj dolazi do početka stvaranja klica kristalizacije,



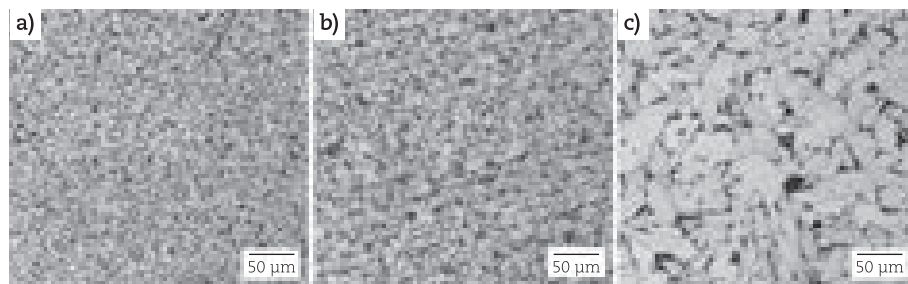
**Slika 1-1.** Struktura materijala:  
a) kristalna, b) amorfn, c) mješovita.

tj. do vezanja atoma u skupine ili čestice koje su sposobne dalje rasti. Daljnjim hlađenjem sve se više atoma veže na klice kristalizacije te dolazi do njihovog rasta. Oduzimanjem topline udio taline sve je manji, dok udio krute tvari raste. Temperatura na kojoj kompletna talina prelazi u krutinu naziva se solidus temperatura i na toj temperaturi proces kristalizacije je završen (slika 1-2).



**Slika 1-2.** Proces kristalizacije:  
a) nukleacija ili stvaranje klica,  
b) rast klica, c) završena kristalizacija.

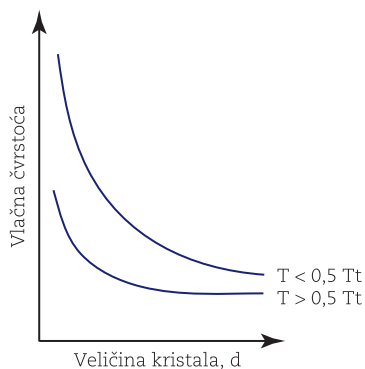
Svaka klica kristalizacije koja je rasla tijekom hlađenja stvara zrno ili kristal. Tako nastali kristali međusobno se dodiruju na plohama koje se nazivaju granicama zrna. Što je bilo više klica kristalizacije, ukupan broj kristala u krutini je veći, ali s manjim dimenzijama i obrnuto, što je bilo manje klica kristalizacije, broj kristala je manji, ali su većih dimenzija (slika 1-3).



**Slika 1-3.** Realne strukture metala s različitim veličinama zrna:

- a) veliki broj klica, mala dimenzija zrna (kristala), b) manje klica, veće zrno (kristali), c) malo klica, struktura s velikim zrnima.

Veličina kristala u strukturi nekog materijala iznimno je važan čimbenik u njegovoj primjeni jer ima značajan utjecaj na mehanička svojstva, a time i na njegovo ponašanje u primjeni, što je ilustrirano općim dijagramom na slici 1-4.



**Slika 1-4.** Kvalitativni prikaz ovisnosti čvrstoće materijala o veličini kristala i temperaturi.

Materijali koji su nakon potpune kristalizacije sastavljeni od puno međusobno spojenih malih kristala nazivaju se polikristalima (slika 1-5a). Međutim, ako se kristalizacija odvija u posebnim uvjetima moguće je da se u talini stvori samo jedna klica iz koje tijekom cijele kristalizacije raste samo jedan kristal, samo jedno zrno. Tako kristalizirani materijal, samo s jednim kristalom u strukturi naziva se monokristal (slika 1-5b).

Većina materijala koji se danas rabe su polikristali jer uglavnom imaju bolja uporabna svojstva, dok se monokristali rabe samo u specijalnim slučajevima kao npr. za lopatice



plinskih turbina, solarne stanice, safire za LED i slično.

Procese u nastanku kristala, njihov oblik, ali i njihovu unutrašnju građu proučava grana znanosti koja se naziva kristalografijom. Naziv te znanosti dolazi od grčkih riječi *crystallon* – zamrznuta kap, led i *grapho* – pisati. Temelji kristalografije postavljeni su u 17. stoljeću kada su istraživači uočili

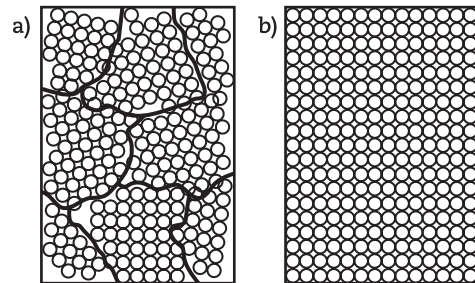
simetrične oblike snježnih pahuljica i na osnovi tih oblika predlagali njihovu strukturu. Od tadašnjih filozofskih rasprava pa do današnjih spoznaja temeljenih na rezultatima laboratorijskih ispitivanja s pomoću modernih uređaja napravljeni su veliki pomaci u razumijevanju strukture materijala i u shvaćanju njihove građe.

Kada se govori o kristalnim, uređenim strukturama poznato je da se one sastoje od kristala – čvrstih tvari s pravilnom unutrašnjom građom, tj. pravilnim rasporedom atoma unutar kristala.

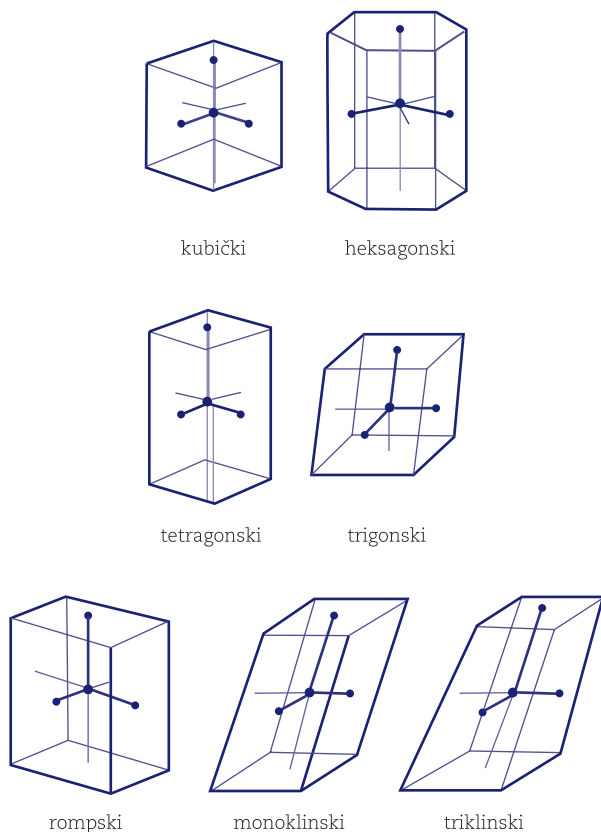
Pokušavajući objasniti moguće položaje atoma u takvoj sredenoj strukturi, francuski kristalograf Auguste Bravais (1811.–1863.) utvrdio je da se trodimenzionalan prostor može u potpunosti popuniti samo sa 7 geometrijskih tijela, tzv. kristalnih sustava (slika 1-6).

Analizirajući moguće položaje atoma u navedenim kristalnim sustavima, ustanovljeno je da atomi u svim krutinama mogu biti raspoređeni u jednom od 14 geometrijskih rasporeda prikazanih na slici 1-7.

Neovisno o relativno velikom broju mogućih rešetaka, većina tehničkih metalnih materijala kristalizira u kubičnom i heksagonskom kristalnom sustavu, dok vrlo mali, praktički zanemariv, broj metala kristalizira u drugim sustavima. O vrsti kristalne rešetke u kojoj pojedini materijal kristalizira ovisi i njegova svojstva. Međutim, u prirodi je česta pojava da se neki element ili spoj pojavljuje u više strukturnih oblika, tj. da mijenja kristalnu strukturu zbog promjene vanjskih uvjeta, npr. temperature, tlaka i slično. S obzirom na to da to svojstvo pokazuju i elementi i spojevi uvode se i posebni pojmovi: alotropija i polimorfija. Alotropija je pojavljivanje nekog elementa u dvije ili više kristalnih struktura koje imaju različita svojstva, dok se polimorfija odnosi na spojeve.



**Slika 1-5.** Prikaz kristalne strukture:  
a) polikristal, b) monokristal.

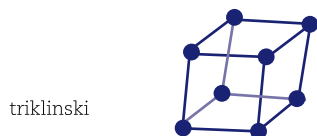
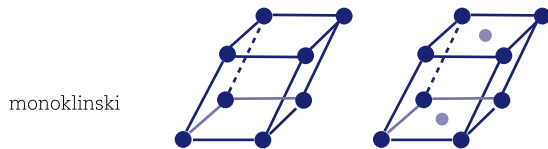
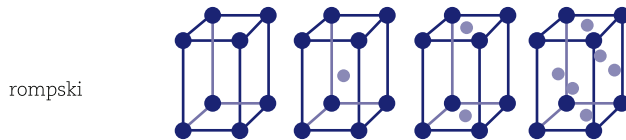
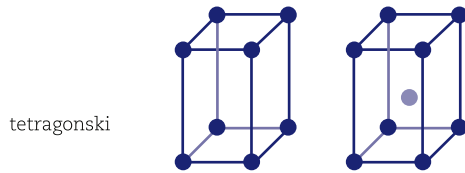
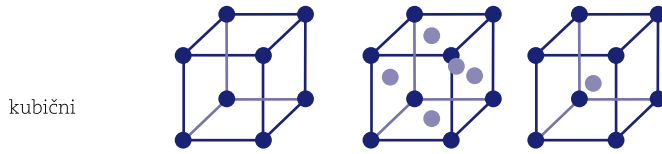


**Slika 1-6.** Kristalni sustavi.

Za primjer alotropa najčešće se spominje ugljik i njegove alotropske modifikacije: dijamant, grafit i fuleren. Iako se sve te modifikacije sastoje samo od atoma ugljika, zbog razlike u kristalnoj strukturi, položaju atoma i vezama između njih, te modifikacije imaju izrazito različita svojstva:

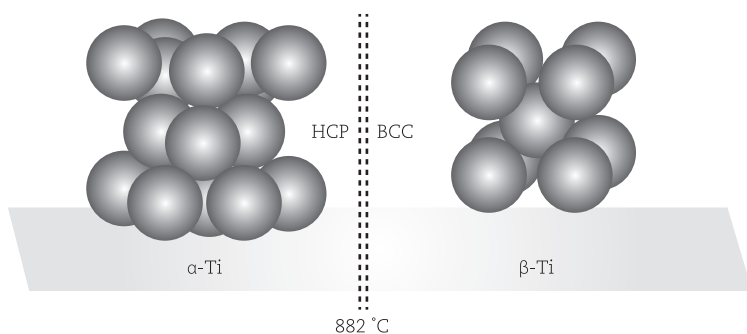
- **dijamant** je tvrd, proziran, visokog tališta i vrelišta, toplinski vodič, ali ne provodi struju
- **grafit** provodi struju i toplinu, mekan je, sive do crne boje, topljiv u metalima
- **fuleren** je sličan dijamantu, izolator je, ali može postati supravodljiv s dodatkom kalija, cezija ili rubidija.

Uz mnoge druge primjere alotropije, kao npr. željezo, cirkonij, kisik i drugo, za primjenu u dentalnoj medicini, a pogotovo za protetičku, vrlo su važne alotropske modifikacije titana. Taj metal koji ima izvrsnu kombinaciju mehaničkih, kemijskih i ostalih svojstava u prirodi egzistira u dvije alotropske modifikacije.



**Slika 1-7.** Raspored atoma u kristalnim sustavima.

Do 882 °C titan se u prirodi pojavljuje kao  $\alpha$ -titan i ima HCP kristalnu rešetku, dok na temperaturi od 882 °C prelazi u  $\beta$ -titan i ima BCC kristalnu rešetku sve do 1660 °C gdje prelazi u talinu (slika 1-8).

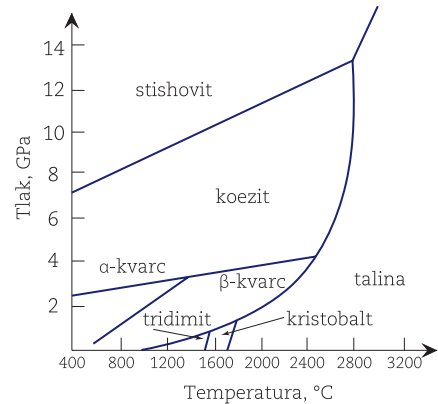


**Slika 1-8.** Alotropske modifikacije titana.

Kao što je poznato, titan je zbog svoje biokompatibilnosti, kemijske inertnosti, a pogotovo mehaničkih svojstava, gotovo idealan materijal za niz primjena u dentalnoj protetici. Međutim, ograničenja primjene titana za širu primjenu u izradi metal-keramičkih radova leže u njegovim alotropskim modifikacijama. Naime, mnogobrojnim ispitivanjima utvrđeno je da je veza između  $\beta$ -titana i keramike značajno slabija od veze  $\alpha$ -titana i keramike. S obzirom na to da se mnoge komercijalno dostupne keramike u dentalnoj protetici obrađuju na temperaturama značajno višim od temperature alotropske modifikacije titana, dolazi do pojave  $\beta$ -titana i do značajnog slabljenja veze između metala i keramike. Kao posljedica toga pojavljuje se otpadanje dijelova keramike s osnovne protetičke konstrukcije što je neprihvatljivo u primjeni. Kao rješenje ovog problema u praksi se pojavljuju specijalne keramike koje se rabe za primjenu s titanom i koje imaju temperature pečenja niže od temperature alotropske modifikacije tog metala.

Za razliku od alotropije koja se odnosi na čiste elemente, polimorfija je pojava gdje se neki spoj istog kemijskog sastava pojavljuje u različitim kristalnim strukturama. U prirodi se susrećemo s nizom spojeva koji pokazuju svojstvo polimorfije, a primjer polimorfnih modifikacija je npr. silicijev dioksid ( $\text{SiO}_2$ ) koji se u prirodi pojavljuje u 11 kristalnih i dvije polimorfne modifikacije. Neke od tih modifikacija prikazane su na slici 1-9.

Osnovna načela kristalografije vrijede samo za idealne kristale, tj. za geometrijski potpuno pravilne, savršene strukture. Međutim, u tehničkoj se praksi susrećemo s realnim kristalima u čijoj se kristalnoj građi pojavljuju različite nepravilnosti, tj. odstupanja od pravilna geometrijskog rasporeda atoma kristalne rešetke. Ta odstupanja se nazivaju greškama rešetke i značajno utječu na mehanička i fizikalna svojstva materijala. Greške najčešće nastaju tijekom kristalizacije, tj. grupiranja atoma oko klica kristalizacije, ali mogu nastati i tijekom toplinske obrade materijala ili tijekom obrade deformiranjem.

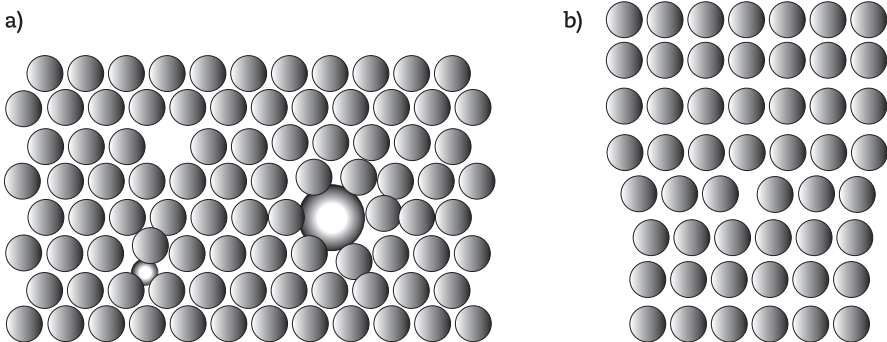


**Slika 1-9.** Polimorfne modifikacije SiO<sub>2</sub>.

S obzirom na karakter grešaka u strukturi materijala, sve greške kristalne strukture podijeljene su u četiri skupine:

1. točkaste greške (zamjena atoma, uključeni strani atomi, manjak atoma)
2. linijske greške (dislokacije)
3. površinske greške (granice zrna)
4. prostorne greške (uključci, poroziteti i sl).

Prikazi grešaka kristalnih struktura nalaze se na slici 1-10.



**Slika 1-10.** Greške kristalnih struktura: a) točkaste greške, b) linijske greške (dislokacije).

## LEGURE

Čisti metali u većini slučajeva nemaju zadovoljavajuću kombinaciju svojstava za konkretnu primjenu. To je posebno izraženo u dentalnoj protetici gdje se vrlo rijetko primjenjuju čisti metali: zlato ima prenisku tvrdoću, srebro oksidira, paladij ima visoko talište, itd. Stoga se miješanjem metala s drugim elementima pokušavaju iskoristiti dobra svojstva pojedinih komponenti ili umanjiti ona loša, a sve kako bi se proizvela smjesa koja će imati željena mehanička, tehnološka, fizikalna i druga svojstva. Taj postupak miješanja naziva se legiranjem, a namjerno dodane primjese nazivaju se legirnim elementima ili legirajućim dodatcima. Elementi prisutni u leguri koji nisu namjerno dodani nazivaju se nečistoćama.

Legura je materijal koji se sastoji od dviju ili više komponenti od kojih je barem jedna metal. Legure imaju vlastita specifična svojstva koja se mogu značajno razlikovati od svojstva njezinih komponenti. Dobar primjer za to je legura željeza i ugljika. Željezo kao element ima vrlo loša mehanička svojstva, meko je i praktično nema vrijednost kao tehnički materijal. Međutim, ako se željezu doda ugljik, i to u vrlo malim količinama, dobiva se legura koja se naziva čelikom i koja je prema svojim mehaničkim svojstvima najrašireniji konstrukcijski materijal.

Primjena legura u dentalnoj medicini vrlo je česta. Dugo vremena su nehrđajući čelici, legura željeza, ugljika, kroma, nikla, bili nezamjenjiv materijal za izradu instrumenata, uređaja i implantata. U dentalnoj protetici legure također imaju veliku primjenu i na bazi su plemenitih i neplemenitih metala pa se prema tome i legure dijele na plemenite i neplemenite. U plemenite legure spadaju legure na bazi Au, Ag-Pd legure i Pd legure. U neplemenite legure spadaju Ni-Cr legure Co-Cr legure, Fe-legure i Ti-legure.

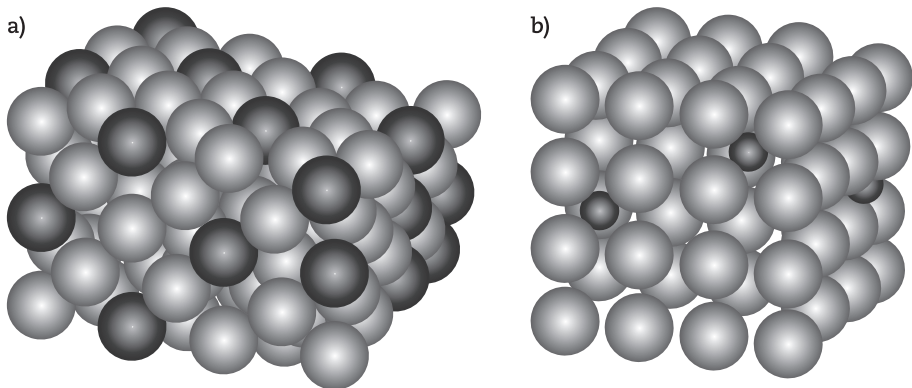
Legure, kao i čisti metali, također kristaliziraju u jednu ili više Bravaisovih rešetaka, međutim zbog prisutnosti atoma različitih elemenata kristalna rešetka legura je kompliciranija od kristalne rešetke čistih metala. U legurama se mogu pojaviti četiri vrste kristala:

1. **Kristali mješanci:** karakterizira ih potpuna topljivost prisutnih elemenata. Nakon legiranja komponente tvore jednu zajedničku kristalnu rešetku, tj. ostaje rešetka jedne od komponenti.

Nastaju zamjenom atoma osnovne rešetke (slika 1-11a), ili u slučaju vrlo velike razlike u promjeru atoma komponenti, manji atomi ulaze u međuprostore većih (slika 1-11b).

**Tablica 1-1.** Usporedba mehaničkih svojstava čistog titana, legure  $Ti_6Al_4V$  i Co-Cr legure

MATERIJAL	MEHANIČKA SVOJSTVA			
	$R_{p0,2}$ , MPa	$R_M$ , MPa	A, %	E, GPa
Ti, klasa 3	380	450	18	104
Ti, klasa 4	480	550	15	105
Ti6Al4V	830	900	10	110
Wirobond (Co-Cr legura)	680	540	11	220

**Slika 1-11.** Kristali mješanci: a) supstitucijski, b) intersticijski.

- Kristali intermetalnog spoja:** nastaju legiranjem dvaju ili više metala. Atomi tih metala vezani su metalnom vezom i tvore zajedno novu kristalnu rešetku. S obzirom na vrste atomskih veza odlikuju ih dobra toplinska i električna vodljivost, krhkost te dobra mehanička svojstva. Primjeri ovih kristala su dentalni amalgami ( $Ag_3Sn$ ,  $Cu_3Sn$ ), legure s prisjetljivošću oblika na bazi bakra ( $Cu-Al-Ni$ ) i nikla ( $Ni-Ti$ ) i dr.
- Kristali kemijskog spoja:** nastaju spajanjem metala s nemetalom. Zbog prevelike razlike u elektronegativnosti te komponente ne mogu tvoriti kristale mješance.
- Kristalne smjese:** nastaju kada su komponente potpuno netopljive jedna u drugoj, već tvore smjese dvije ili više zasebnih vrsta kristala.

## ZAHTJEVI ZA PRIMJENU MATERIJALA U DENTALNOJ MEDICINI

Poznato je da idealan materijal, jedan materijal koji će biti pogodan za sva mjesta primjene i imati najbolja svojstva, ne postoji. Za svaku pojedinu primjenu potrebno je definirati zahtjeve na materijal i tada se iz velikog broja dostupnih materijala bira optimalan. Ti zahtjevi se značajno razlikuju prema mjestu primjene: naprimjer u zrakoplovstvu materijali općenito moraju imati dobra mehanička svojstva, malu gustoću, antikoroziivnost, dok je u biomedicini naglasak na potpuno drugim svojstvima kao što su korozijska postojanost, biokompatibilnost i slično. Da bi se utvrdilo koja su svojstva za neki proizvod važna, potrebno je prvo definirati opće zahtjeve na materijale u tom području.

Područje dentalne medicine je izuzetno široko i obuhvaća veliki raspon područja na kojem se danas primjenjuje veliki broj različitih materijala: metala, polimera, keramika i kompozita. Kada je riječ o dentalnim materijalima, neovisno o velikom broju raspoloživih materijala, dominantni zahtjevi koji se postavljaju na njih su dobra mehanička svojstva te otpornost na pojedine mehanizme trošenja (dobra tribološka svojstva). Dodatno, ovisno o mjestu primjene, zahtjevi se mogu proširiti na tehnološkičnost, tj. mogućnosti obrade i prerade raznim tehnologijama i postupcima, korozijsku postojanost i biokompatibilnost te na dobra optička svojstva.

## SVOJSTVA MATERIJALA

Da bi neki materijal bio uporabljiv, tj. da se od njega može napraviti proizvod s uporabnom vrijednošću, mora imati odgovarajuća svojstva. Sva svojstva materijala su posljedica kemijskog sastava i strukture i najčešće se mogu kvantitativno izraziti. Ona nam služe kao mjerilo za usporedbu različitih materijala te za izbor optimalnog materijala za pojedino mjesto primjene. Svojstva materijala mogu biti konstantna ili mogu biti funkcija varijabli npr. temperature, tlaka, vlažnosti i slično. Isto tako svojstva mogu biti neovisna o smjeru mjerenja na materijalu (izotropnost) ili se mogu mijenjati (anizotropnost). Svojstva materijala se mogu određivati i kvantificirati različitim ispitnim postupcima. Većina postupaka ispitivanja svojstava materijala je normirana i opisana odgovarajućim normama.

S obzirom na velik broj zahtjeva koji se mogu postaviti na materijale u primjeni postoje različite podjele svojstava materijala. Najčešća opća svojstva materijala važna za primjenu su (abecednim redom):



- akustička svojstva
- električna svojstva
- kemijska svojstva
- magnetna svojstva
- mehanička svojstva
- optička svojstva
- radiološka svojstva
- toplinska svojstva
- tehnološka svojstva
- tribološka svojstva.

## Tribološka svojstva

Tribologija je znanstveno-stručna disciplina o površinama u dodiru i relativnom gibanju i o pratećim aktivnostima. Naziv dolazi od grčke riječi *tribos* što znači trenje, trošenje i slično. Ona se sveobuhvatno bavi problemima trenja i trošenja, i to smanjenjem ili barem kontrolom tih pojava.

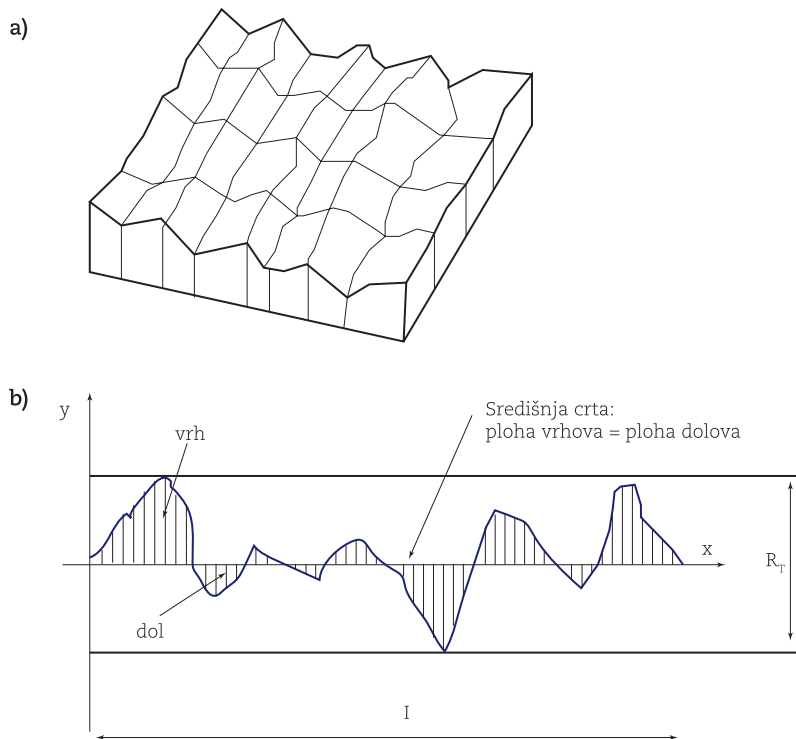
Aktivnosti na tome području usmjerene su na primjenu novih i kvalitetnijih materijala, te primjenu tekućih i krutih sredstava za podmazivanje. Smanjenjem trenja i trošenja direktno se produljuje vijek trajanja proizvoda, povećava učinkovitost i sigurnost u radu, ali i štede izvori sirovina i energije. Time se znatno utječe i na očuvanje prirode, što je jedan od najvećih problema današnjice i suvremene industrijalizacije.

U svakodnevnom životu, a pogotovo u dentalnoj kliničkoj praksi stalno se susreće dodir i najčešće kontrolirana gibanja jednog tijela po drugome ili po više njih. Ta tijela mogu biti zubi, krunice, implantati, mostovi i slično. Koje će pojave nastati i prevladati u dodiru ili relativnom gibanju tih tijela, ovisi o karakteristikama njihovih dodirnih površina. Poznato je da su sve realne površine više ili manje hrapave. Pod hrapavošću se podrazumijevaju nepravilnosti na površini koje su svojstvene postupku obrade ili eksploatacije, ali koje ne uključuju valovitost, odstupanje od oblika ili površinske pogreške. Hrapavost se kvantificira preko jednodimenzijskih parametara na osnovi dvodimenzijskog profila površine.

Najčešća metoda za mjerenje hrapavosti tehničkih površina danas je dodir električkomehaničkim uređajem s ticalom. Za preciznija mjerenja sve veću ulogu imaju različite vrste laserskih profilometara. Rezultati mjerenja mogu biti ili topografija površine (3D) ili profil površine (2D) (slika 1-12).

Profil površine dobiva se presijecanjem površine ravninom okomitom na smjer obrade. Na tako definiranom profilu određuju se parametri hrapavosti koji su prema normi ISO 4287/1-1984 sistematizirani i označeni sljedećim simbolima:

- vertikalni parametri hrapavosti:  $R_m, R_p, R_z, R_y (R_{max}), R_a, R_g$
- horizontalni parametri hrapavosti:  $S_m, S \lambda_q, \lambda_a, L_0, L_p, D$
- parametri oblika neravnina profila:  $S_k, \Delta, n_t, t_p$ .



**Slika 1-12.** Karakteristike hrapavosti površine:  
a) topografija površine (3D), b) profil površine (2D).

Svakako najvažniji i najčešće primjenjivani parametar hrapavosti je „srednja aritmetička udaljenost od profila,  $R_a$ “, koji je osnovni kriterij za kvantifikaciju hrapavosti. Kao posljedica hrapavosti površine stvarni dodir dviju površina razlikuje se od prividnog. Tako se razlikuju dva osnovna slučaja površina u dodiru:

#### a) površinski (konformni) dodir

Stvarna dodirna ploha je značajno manja od prividne (slika 1-13).

Stvarna dodirna ploha je značajno manja od nominalne:

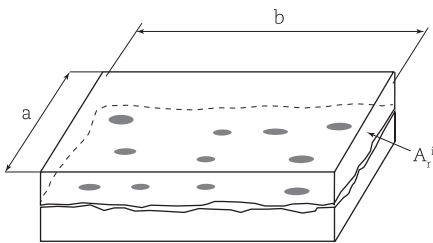
$$A_0 = a \cdot b \gg A_r = \sum_{i=1}^n A_r^i$$

Dokazano je da je stvarna dodirna ploha  $A_r$  proporcionalna opterećenju  $F_N$ .

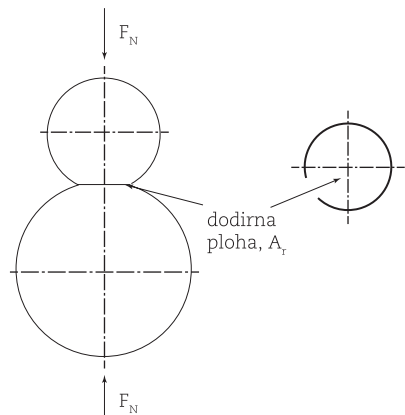
## b) koncentrirani (nekonformni) dodir

Čest je slučaj dodira dviju zakrivljenih ploha, npr. zuba zupčanika, kuglica u kotrljajućim ležajevima i slično. Prema Hertzcu, i kod te vrste dodira oblikuje se dodirna ploha. Veličina te plohe ovisi o polumjeru tijela u dodiru, njihovim modulima elastičnosti i dodirnoj sili koja djeluje nominalno na površinu (slika 1-14).

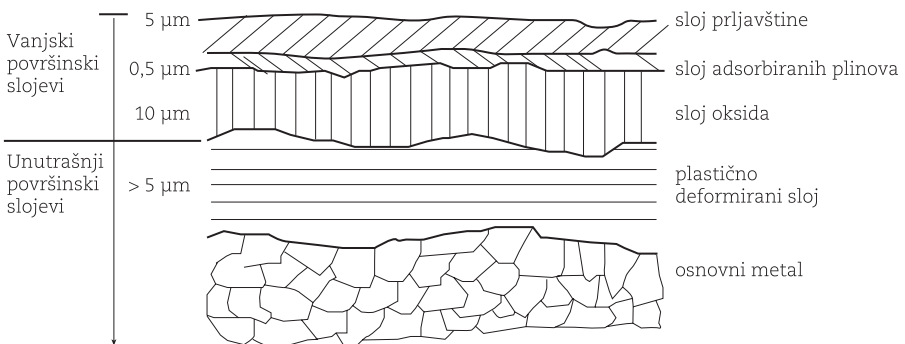
Svojstva površine osim o izgledu ovisi i o njezinoj strukturi i sastavu. Po dubini svaka se površina sastoji od nekoliko slojeva (slika 1-15).



**Slika 1-13.** Nominalna,  $A_0$  i stvarna  $A_r$  dodirna ploha.



**Slika 1-14.** Hertzov dodir dviju kugli.



**Slika 1-15.** Shematski prikaz presjeka površine.

## Trenje

Trenje se može definirati kao tangencijalni otpor gibanju jednog tijela po drugome (slika 1-16).

Omjer sile trenja  $F_T$  i normalne sile (opterećenja)  $F_N$ , naziva se faktor trenja,  $f$ . Taj faktor nije konstantan i ovisi o nizu parametara kao što su vrsta materijala, stanje površine, vrsti maziva i slično. Faktor trenja je definiran sljedećom relacijom:

$$f = \frac{F_T}{F_N}$$

U slučaju kotrljanja pojavljuje se trenje kotrljanja koje je značajno manje nego trenje sklizanja. Razlog tomu leži u činjenici da se pri kotrljanju ne pojavljuju komponente trenja koje potječu od kidanja adhezijskih veza mikroizbočina na površinama u kontaktu i od brazdanja površina česticama trošenja.

## Trošenje

Trošenje je postupni gubitak materijala s površine krutog tijela zbog dinamičkog dodira s drugim krutim tijelom, fluidom i/ili česticama.

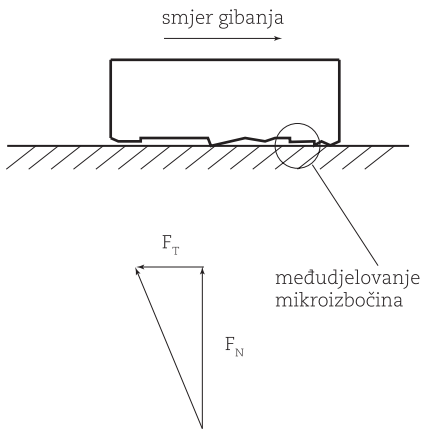
Iz definicije je vidljivo da su i trenje i trošenje rezultat istog tribološkog procesa koji se pojavljuje između dvije površine u dodiru. Međutim, veza između njih nije jednoznačna, a nije ni do kraja objašnjena. U većini slučajeva manje trenje je povezano s manjim trošenjem i obratno, veće trenje uzrokuje veće trošenje. To potvrđuju i eksperimentalni rezultati prikazani na slici 1-17.

Takva ovisnost trenja i trošenja nije pravilo. Dokazano je da postoje slučajevi kada je manje trenje povezano s većim trošenjem i obratno.

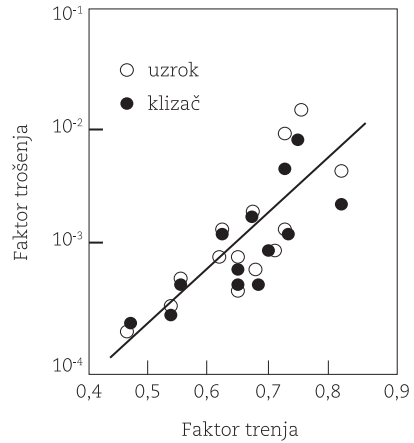
## Mehanizmi trošenja

Gubitak materijala, odnosno njegovo odnošenje s površine objašnjeno je s četiri osnovna mehanizma trošenja: abrazija, adhezija, zamor površine i tribokorozija. Rijetko je u procesu trošenja prisutan samo jedan mehanizam trošenja. Trošenje se najčešće sastoji od dvaju ili više mehanizama koji djeluju istodobno ili u vremenskom slijedu, ovisno o vrsti tribosustava, relativnom gibanju i radnim uvjetima.

**Abrazija** je trošenje istiskivanjem materijala, uzrokovano tvrdim česticama (**trotočkasto**) ili tvrdim izbočinama (**dvotočkasto**).



**Slika 1-16.** Trenje sklizanja  $F_T$ .



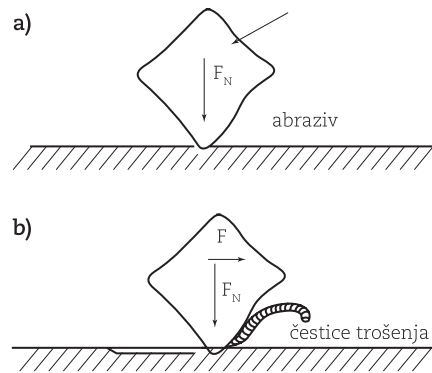
**Slika 1-17.** Ovisnost faktora trošenja o faktoru trenja metalnih materijala.

Na slici 1-18 vidljive su faze od kojih se sastoji mehanizam trošenja abrazijom.

Prva faza abrazije je prodiranje abraziva u površinu materijala pod utjecajem normalne komponente opterećenja  $F_N$  (slika 1-18a). Na slici 1-18b prikazana je iduća faza – istiskivanje materijala u obliku čestica trošenja pod utjecajem tangencijalne komponente opterećenja –  $F_T$ .

**Adhezija.** Adhezijski mehanizam trošenja uzrokovan je stvaranjem adhezijskog spoja na mjestu dodira mikroizbočina na površini materijala. Ako su te adhezijske sile jače od kohezijskih sila u materijalu, dolazi do njegovog trošenja (slika 1-19).

Nakon nastajanja adhezijskog spoja na mjestu dodira mikroizbočina (slika 1-19a), zbog relativnoga gibanja površina dolazi do njegovog raskidanja (slika 1-19b). Čestica trošenja ostaje na jednom članku kliznog para, a eventualno kasnije dolazi i do njezinog otkidanja (slika 1-19c).



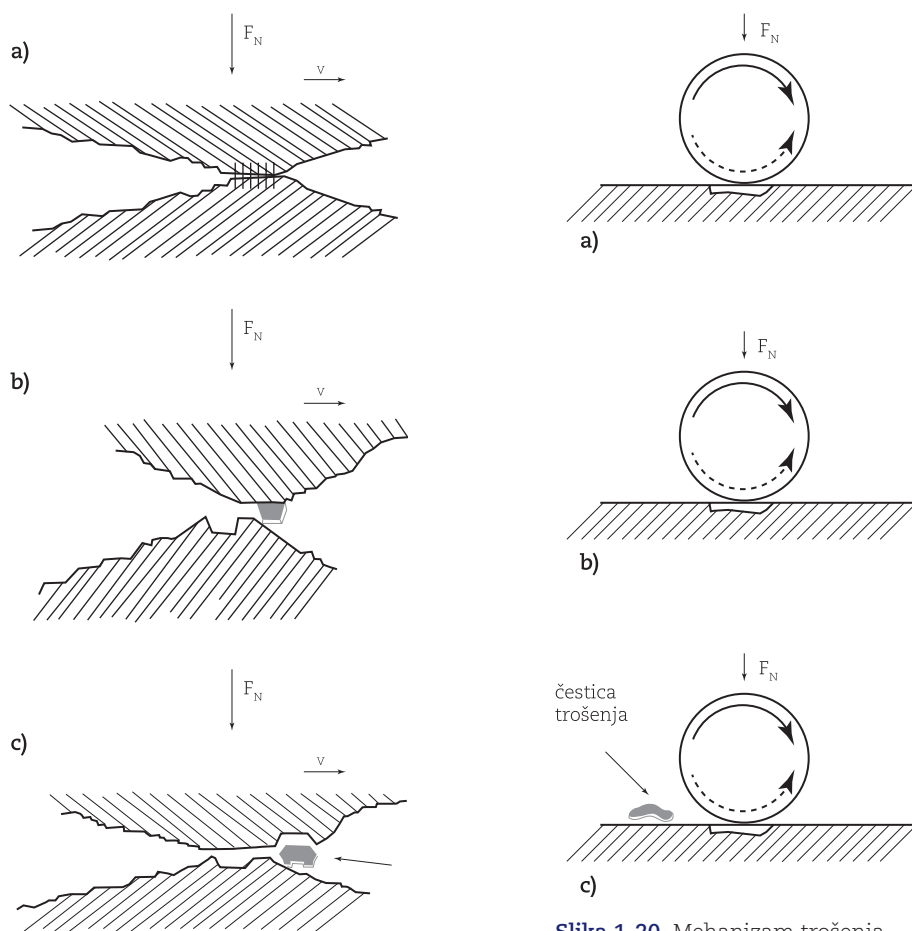
**Slika 1-18.** Mehanizam trošenja abrazijom: a) prodiranje abraziva u materijal, b) istiskivanje materijala.

**Zamor površine** je odvajanje čestica s površine zbog cikličkih promjena naprezanja. Nastajanje čestica trošenja zbog zamora površine prikazano je na slici 1-20.

Maksimalno smično naprezanje pojavljuje se na dubini koja je jednaka polovini promjera dodirne površine (Hertzovo naprezanje) i uzrokuje pojavu mikropukotina ispod površine (slika 1-20a).

Zbog daljnega dinamičkog opterećenja mikropukotine propagiraju prema površini (slika 1-20b).

Posljednja faza trošenja od zamora površine je ispadanje čestica trošenja (slika 1-20c).



**Slika 1-19.** Mehanizam trošenja adhezijom.

**Slika 1-20.** Mehanizam trošenja zamorom površine.

**Tribokorozija** je mehanizam pri kojem prevladavaju kemijske ili elektrokemijske reakcije materijala s okolišem. Mehanizam je opisan kao naizmjenično stvaranje i razaranje sloja produkata korozije na površini materijala. Budući da se radi o vrlo tankim slojevima, tribokorozija je redovito slabo intenzivan mehanizam trošenja. U praksi, tj. u dodiru dvaju tijela, dvije površine koje su u relativnom gibanju često su istodobno prisutna dva ili više mehanizma trošenja. Stoga su svi slučajevi trošenja prisutni u realnom životu, pa tako i u dentalnoj medicini, podijeljeni u 8 tipova (tablica 1-2). Mehanizam trošenja / stupanj opasnosti \*: 1 – najviši; 5 – najniži.

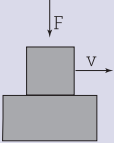
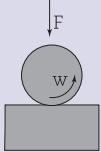
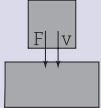
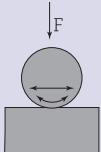
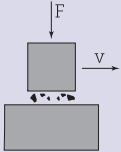

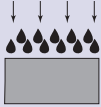
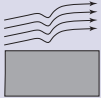
## Mehanička svojstva materijala

Mehanička svojstva materijala određuju njegovu mehaničku otpornost, tj. njegovo ponašanje pod djelovanjem vanjskog opterećenja. Zajedno s ostalim svojstvima, mehanička svojstva označuju osnovna eksploatacijska svojstva materijala i posljedica su strukturnog stanja materijala. Za uporabu u dentalnoj medicini najvažnija mehanička svojstva su čvrstoća, granica razvlačenja, modul elastičnosti, istezljivost, žilavost, tvrdoća te dinamička izdržljivost. Ona označuju mjerljivu veličinu materijala koja se može brojčano odrediti s pomoću normiranih metoda ispitivanja. Njihove vrijednosti utvrđuju se eksperimentalnim putem s pomoću specijalne laboratorijske opreme, a pri ispitivanju se često nastoje imitirati uvjeti kakvima je taj materijal izložen u eksploataciji.

**Vrste opterećenja** koje se rabe u ispitivanjima dentalnih materijala odgovaraju onima u eksploataciji i uključuju vlak, tlak, savijanje i uvijanje (torzija). Opterećenje ili naprezanje s obzirom na intenzitet promjene tijekom vremena može biti statičko (konstantno opterećenje tijekom vremena ili s malim prirastom opterećenja u jedinici vremena), odnosno dinamičko ako se intenzitet mijenja tijekom vremena. Često se prilikom ispitivanja mehaničkih svojstava simuliraju i neki drugi uvjeti koji se mogu pojaviti u eksploataciji kao npr. povišena ili snižena temperatura, djelovanje korozivnoga medija i slično. Svako, pa i najmanje opterećenje, kojem je izloženo čvrsto tijelo izaziva njegovu deformaciju. Ta se deformacija može odvijati plastično i/ili elastično. Bilo koja plastična deformacija ima za posljedica da nakon rasterećenja ostaje prisutna trajna deformacija. Elastična deformacija nasuprot tome nakon rasterećenja iščezava.

Važnu ulogu za ocjenu mehaničkih svojstava ima izotropija, odnosno anizotropija materijala. Izotropija označuje slučaj kada su sva svojstva materijala ista u svim smjerovima opterećivanja materijala, dok su kod anizotropnih materijala mehanička

Tablica 1-2. Podjela slučajeva trošenja

TIP TROŠENJA	HEMA TRIBOSUSTAVA	RELATIVNO GIBANJE	MEHANIZAM TROŠENJA / STUPANJ OPASNOSTI *			
			AB	AD	UP	TK
sklizno		sklizanje	4	1	3	5
kotrljajuće		kotrljanje	4	4	1	5
udarno		udarci	3	3	1	5
fretng		vibracije				1
abrazija		sklizanje	1		4	5
erozija česticama		strujanje	1		2	5
erozija kapljevnom		strujanje			1	4
kavitacija		strujanje			1	4



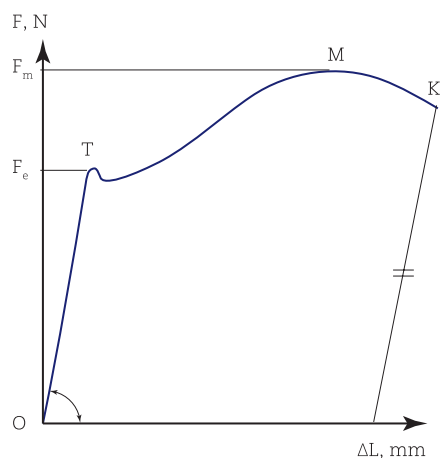
svojstva različita u različitim smjerovima. S obzirom na to da su mehanička svojstva posljedica strukturnog stanja materijala njih je nemoguće obuhvatiti proračunom. Stoga se sva mehanička svojstva utvrđuju isključivo eksperimentalnim putem, tj. laboratorijskim ispitivanjima. Za dentalnu praksu bitna su samo neka osnovna mehanička svojstva koja su definirana i koja se ispituju sljedećim metodama i postupcima.

## Statičko vlačno ispitivanje

Statičko vlačno ispitivanje je postupak ispitivanja kojim se utvrđuju osnovna mehanička svojstva materijala napregnutih na vlak u uvjetima statičkog opterećenja. To je ujedno i najčešće primijenjeno ispitivanje mehaničkog svojstva i provodi se na uređajima koji se nazivaju kidalice. Tijekom ispitivanja ispitni se uzorak kontinuirano opterećuje u vlačnom smjeru sve do loma pri čemu se kontinuirano mjere sila i produženje epruvete te se pisacem grafički registrira dijagram sila – produženje ( $F - \Delta L$ ).

Opći oblik dijagrama  $F - \Delta L$  je prikazan na slici 1-21.

U prvom dijelu dijagrama vidljiva je linearna ovisnost sile i produženja koja vrijedi sve do dostizanja  $F_e$  – sile razvlačenja ili tečenja (točka T na slici 1-21). Sve do točke T na dijagramu, materijal se nalazi u elastičnom području. Nakon dosezanja te sile materijal se nastavlja produživati, ali u tom dijelu pokusa više ne postoji linearna ovisnost između prirasta sile i produženja. Opterećenje se povećava sve do dosegnuća  $F_m$  – maksimalne sile (točka M na slici 1-21), a u točki K dijagrama dolazi do loma epruvete. Na apscisi dijagrama može se očitati produženje materijala nakon kidanja, a dobiva se na taj način da se iz konačne točke dijagrama (točka K na slici 1-21) kidanja povuče paralela s pravcem provučenim kroz elastični dio dijagrama te nađe presjecište s apscisom. Iznosi sila pri statičkom vlačnom pokusu ne daju pravi uvid u mehaničku otpornost materijala ako se ne uzme u obzir



**Slika 1-21.** Dijagram sila – produženje ( $F - \Delta L$ ) za konstrukcijski čelik.

površina poprečnog presjeka epruvete, odnosno ako se umjesto sile  $F$  ne uvede naprezanje  $\sigma$ , koje se određuje izrazom:

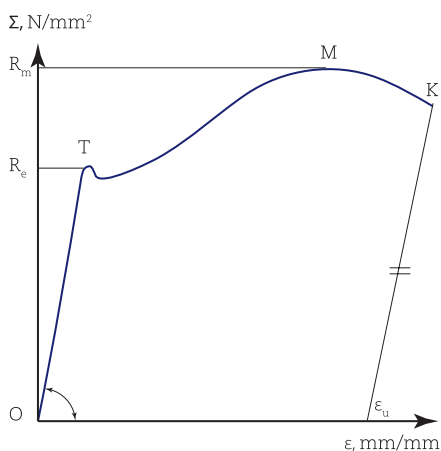
$$\sigma = \frac{F}{S_0}, \text{ N/mm}^2$$

gdje je  $F$  sila izražena u njutnima, a  $S_0$  površina početnoga poprečnog presjeka epruvete u  $\text{mm}^2$ . Ako se produženje  $\Delta L$  podijeli s početnom mjernom dužinom  $L_0$  dobiva se **relativno produženje ili istežanje**  $\varepsilon$  prema izrazu:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}, \text{ mm/mm}$$

Na taj se način iz dijagrama sila produženje ( $F - \Delta L$ ) dobiva dijagram naprežanje-istežanje ( $\sigma - \varepsilon$ ) koji je za isti materijal prikazan na slici 1-22.

Dijagram počinje iz ishodišta linearnim odnosom između naprežanja i istežanja koji traje do točke T. Svako naprežanje u tom području izaziva samo elastičnu deformaciju. Deformacija ovisi o **modulu elastičnosti** materijala  $E$  (Youngovu modulu) koji označuje elastičnu konstantu materijala i ovisi o čvrstoći veze između atoma u kristalnoj rešetki ili amorfnoj strukturi. Što je modul elastičnosti veći, materijal je krući, tj za isto istežanje  $\varepsilon$  bit će potrebno veće naprežanje  $\sigma$ .



**Slika 1-22.** Dijagram naprežanje – istežanje ( $\sigma - \varepsilon$ ) za konstrukcijski čelik.

Iz dijagrama na slici 1-22 najvažnija su dva mehanička svojstva materijala  $R_e$  – granica razvlačenja i  $R_m$  vlačna čvrstoća materijala.

**Granica razvlačenja**,  $R_e$ , predstavlja ono naprežanje pri kojem elastična deformacija materijala prelazi u plastičnu, trajnu deformaciju što znači da se rasterećenjem materijal ne vraća na početne dimenzije već ostaje plastično deformiran. Granica razvlačenja  $R_e$  utvrđuje se izrazom:

$$R_e = \frac{F_e}{S_0}, \text{ MPa}$$

gdje je  $F_e$ , N, sila tečenja, a  $S_0$ , mm<sup>2</sup> površina početnog presjeka materijala koji se ispituje. Naprezanje kod maksimalne sile naziva se vlačnom čvrstoćom  $R_m$  i računa se prema izrazu:

$$R_m = \frac{F_m}{S_0}, \text{ MPa}$$

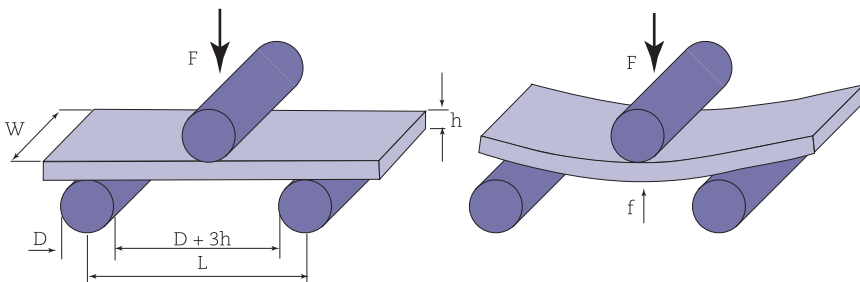
gdje je  $F_m$ , N, maksimalna sila a  $S_0$ , mm<sup>2</sup> površina početnog presjeka materijala koji se ispituje.

**Vlačna čvrstoća** osnovno je mehaničko svojstvo na temelju kojeg se materijali vrednuju prema njihovoj mehaničkoj otpornosti.

Nakon dostignutog naprezanja  $R_m$  deformacija epruvete nije više jednolika po čitavom ispitnom dijelu već se lokalizira na jednom mjestu. Naprezanje kod kojeg dolazi do loma epruvete naziva se konačnim naprezanjem  $R_k$ .

## Ispitivanje savijanjem

Ispitivanje savijanjem provodi se radi određivanja savojne čvrstoće materijala. Najčešće se provodi opterećivanjem u tri točke, pri čemu trn djeluje na polovini razmaka između oslonaca ispitnog uzorka. Krhki materijali se lome pri relativno malim kutovima savijanja, a osim sile mjeri se i deformacija preko vrijednosti pregiba. Žilavi materijali, kao čelici, obično se ne lome pri savijanju i kod njih se određuje naprezanje pri kojem nastaju trajne deformacije. Zato se ispitivanje savijanjem žilavih metalnih materijala provodi znatno češće kao tehnološko ispitivanje radi utvrđivanja njegove sposobnosti deformiranja, a ocjenjuje se opisno na temelju propisanog kuta savijanja. Na slici 1-23 dan je shematski prikaz ispitivanja savijanjem u tri točke.



**Slika 1-23.** Shematski prikaz ispitivanja savijanjem.

## Tlačna ispitivanja

Tlačno ispitivanje je vrlo slično vlačnom ispitivanju, jer sila djeluje također aksijalno, samo u suprotnom smjeru. Zbog toga su deformacije pri tlačnom ispitivanju analogne pojave onome u vlačnom: istežljivosti odgovara skraćenje, a suženju proširenje. Dodirne površine ispitnih uzoraka moraju biti paralelne i fino obrađene. Određivanje svojstava otpornosti pri tlačnom ispitivanju provodi se najviše na krhkim materijalima, koji se lome ubrzo nakon prelaska iz elastične u plastičnu deformaciju i kod njih se određuje tlačna čvrstoća. Žilavi metalni materijali se ne lome pri sabijanju, te je takvo ispitivanje kod njih u stvari tehnološko ispitivanje gdje se ispitni uzorak sabija na polovinu ili trećinu početne visine nakon čega se vizualnim pregledom utvrđuje zadovoljava li deformabilnost ili ne zadovoljava. Otpornost materijala sabijanju i deformaciji tijekom ispitivanja ovisi poglavito o odnosu početnih dimenzija ispitnog uzorka i zato se mogu uspoređivati samo rezultati ispitivanja dobiveni s istim dimenzijama ispitnih uzoraka. Na rezultate ispitivanja značajno utječe i trenje koje se pojavljuje na čeonim površinama ispitnog uzorka. Ono uzrokuje ispupčenje ispitnog uzorka na plaštu. Naime, sile trenja na čelima zadržavaju slojeve uz čela te se ispitni uzorci najviše proširuju u srednjem visinskom pojasu. Taj utjecaj se smanjuje podmazivanjem čela ispitnog uzorka prije ispitivanja, povećanjem početne visine ispitnog uzorka ili uporabom konusnih ploha na čelima ispitnog uzorka s nagibom koji odgovara kutu trenja.

## Zamor materijala

Zubi kao i dijelovi protetičkih radova u eksploataciji nisu napregnuti samo statičkim naprezanjem već promjenjivim (dinamičkim) naprezanjem. Unatoč tome što je iznos takvog dinamičkog naprezanja niži od granice razvlačenja, nakon nekog vremena može doći do pojave loma ako je takvo naprezanje promjenjivog intenziteta i dugotrajno. Takav tip opterećenja i sama pojava lomova vrlo je česta i u primjeni dentalnih materijala. Prilikom usitnjavanja hrane pri jelu, zubi su opterećeni različitim opterećenjima u pojedinom vremenskom trenutku. Zato je dimenzioniranje dinamički opterećenih dijelova primjenom podataka o mehaničkim svojstvima utvrđenim statičkim ispitivanjem nedovoljno točno ili sasvim netočno. Posljedica toga je pojava zamora materijala, odnosno postupnog razaranja materijala zbog dugotrajnog djelovanja promjenjiva (dinamičkog) naprezanja koje je rezultat prijeloma strojnog dijela. Pojava zamora materijala poznata je već od sredine 19. stoljeća, a opisao ju je Wöhler. Karakteristika loma od zamora materi-

jala je nepostojanje pojave vidljive plastične deformacije čak i ako se radi o žilavom materijalu. Prijelomna površina sastoji se od zaglađena svijetloga dijela s brazdama napredovanja pukotine. Brazde podsjećaju na godove drveta. Taj dio prijelomne površine nastajao je dulje vrijeme pa se i naziva područjem dugotrajnog loma. Drugi dio prijelomne površine, područje trenutnog loma je hrapav, zagasit i zrnat, a nastao je u trenutku kada je nametnuto naprezanje zbog smanjenja nosive površine naraslo na iznos jednak vlačnoj čvrstoći materijala. Odnos površina trajnog i trenutnog loma te njihov razmještaj na prijelomnoj površini ovisi o vrsti i intenzitetu dinamičkog naprezanja te intenzitetu koncentracije naprezanja. Mehaničko svojstvo koje karakterizira otpornost materijala prema pojavi zamora materijala naziva se **dinamičkom izdržljivošću**. Svrha ispitivanja dinamičke izdržljivosti je utvrđivanje ponašanja materijala ili dijelova strojeva, odnosno konstrukcija u uvjetima dugotrajnog djelovanja promjenjivog (dinamičkog) naprezanja.

Ispitivanje dinamičke izdržljivosti provodi se na uređajima koji omogućuju promjenjivo („titrajno“) opterećivanje epruveta ili strojnih dijelova, a nazivaju se pulzatorima ili umaralicama. Pri ispitivanju dinamičke izdržljivosti nastoje se simulirati takvi uvjeti dinamičkog (promjenjivog) naprezanja kakvi vladaju u eksploataciji. To se isto tako odnosi na ispitivanja dinamičke izdržljivosti implantata, mostova, zuba gdje se ispitivanje mora provoditi u uvjetima što sličnijim onima u eksploataciji (visoka, odnosno niska temperatura, vlažni zrak, korozijski medij i sl.).

Najveće dinamičko (promjenjivo) naprezanje koje ispitni uzorci izdrže kroz praktički beskonačan broj ciklusa bez pojave loma ili makropukotina naziva se dinamičkom izdržljivošću –  $R_d$ , N/mm<sup>2</sup>.

## Tvrdoća materijala

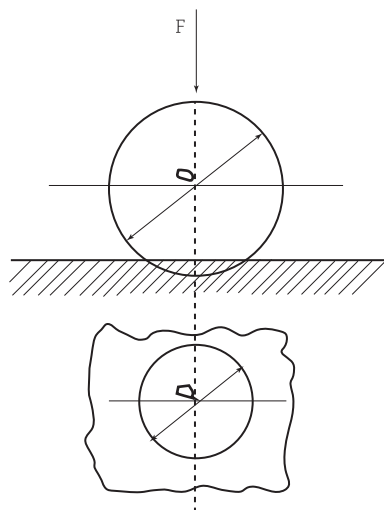
Prema općoj definiciji, tvrdoća je otpornost materijala prema prodiranju drugog znatno tvrđeg tijela. Ispitivanje tvrdoće vjerojatno je najčešće uporabljeno ispitivanje nekog mehaničkog svojstva, unatoč tome što mehanička svojstva utvrđena ispitivanjem tvrdoće nisu fizikalno jednoznačno definirane veličine. Tvrdoća je u korelaciji s nekim drugim mehaničkim svojstvima što se ponajprije odnosi na vlačnu čvrstoću te otpornost na abrazijsko trošenje. Vrijednost tvrdoće je rezultat mjerenja provedenog na ispitnom uzorku pod standardnim uvjetima i zasnovana je na dogovorenim konvencijama. Ispitivanje tvrdoće tek neznatno oštećuje površinu ispitivanog predmeta pa se općenito može svrstati među nerazorna ispitivanja.

Za samo ispitivanje ne treba izraditi posebnu epruvetu (ispitni uzorak) nego samo odgovarajuće pripremiti plohe uzorka. Uređaji za mjerenje tvrdoće (tvrdomjeri) u pravilu su jednostavniji i jeftiniji od nekih drugih uređaja za ispitivanje mehaničkih svojstava. Osnovno načelo mjerenja kod većine metoda je mjerenje veličine ili dubine otiska što ga načini indentor (penetrator ili utiskivač) u ispitivanom materijalu opterećen nekom silom. Te su metode pogodne za ispitivanje tvrdoće metalnih materijala kod kojih je moguća neka plastična (trajna) deformacija. Indentori su oblika kuglice, stošca ili piramide, a izrađeni su od tvrdih materijala (kaljeni čelik, tvrdi metal ili dijamant). Kod materijala koji imaju vrlo malu ili nikakvu mogućnost plastične deformacije (polimeri, odnosno guma) razvili su se postupci mjerenja tvrdoće gdje se deformacija materijala mjeri u trenutku djelovanja sile. Najvažnije metode mjerenja tvrdoće za dentalne materijale su:

- metoda prema Brinellu HB
- metoda prema Vickersu HV.

Kod **Brinellove metode** je tijelo koje se utiskuje u ispitni uzorak kuglica od tvrdog metala. Kuglica se utiskuje određenom silom, a u materijalu proizvodi otisak oblika kalote (slika 1-24).

Nakon utiskivanja, s pomoću mjernog povećala mjeri se promjer otiska, tj. baze kugline kalote s pomoću matematičkih formula i tablica određuje se tvrdoća prema Brinellu. Što je otisak manji, tj. promjer kalote manji, tvrdoća materijala je veća i obrnuto.



**Slika 1-24.** Prikaz kuglice i otiska kod Brinellove metode.

**Metodom prema Vickersu** moguće je mjeriti tvrdoće i najtvrdih materijala. Naime, kod Vickersa je penetrator istostrana četverostrana piramida s kutem između stranica od  $136^\circ$ . Piramida je izrađena od dijamanta, danas tehnički najtvrdog materijala, što znači da se mogu mjeriti tvrdoće svih materijala. Kut od  $136^\circ$  nije odabran nasumce, već se utiskivanjem penetratora tim kutem, dobivaju vrijednosti tvrdoće neovisne o primijenjenoj sili, pa se tvrdoća mekih materijala i tvrdih materijala može mje-

riti primjenom iste sile, a isto tako se tvrdoća istog materijala može mjeriti s različitim opterećenjima.

Utiskivanjem takvog penetratora u materijalu ostaje otisak oblika piramide (slika 1-25).

Nakon utiskivanja indentora, s pomoću mjernog mikroskopa mjere se dijagonale ( $d_1$ ,  $d_2$ ) baze piramide otisnute u materijalu, i pomoću matematičkih formula ili tablica određuje se tvrdoća. Najčešća primijenjena sila utiskivanja indentora je od 0,1961 N (0,2 kp) do 980,7 N (100 kp) no sila može biti i niža.

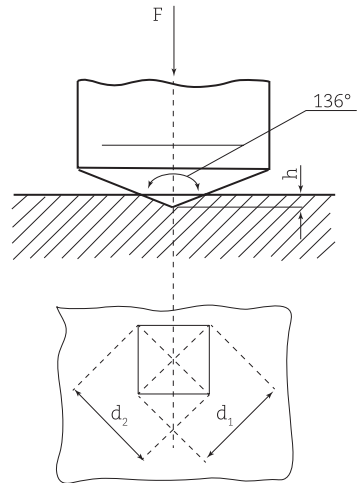
Mikrotvrdomjeri koji rade prema Vickersovoj metodi koriste se silama i do 0,098

N. Uporaba određene sile ovisi o debljini uzorka. Moguće je mjeriti i vrlo tanke uzorke primjenom male sile. Uz simbol HV-a pri rezultatu mjerenja navodi se kao indeks i primijenjeno opterećenje u kp (npr. 400 HV5, znači da je sila utiskivanja iznosila 5 kp, odnosno 49 N, a vrijednost tvrdoće 400).

Prednosti te metode su mogućnosti mjerenja najtvrdih materijala, mjerenje vrlo tankih uzoraka te pojedinih faza i konstituenata u mikrostrukturi materijala, vrlo malo oštećenje na površini ispitnog uzorka koje kod malih opterećenja nije vidljivo golim okom. Nedostatci su što je potrebna brižljiva priprema ispitne površine (poliranje) i potreban mjerni mikroskop što znatno poskupljuje potrebnu opremu za ispitivanje. Ta se metoda najčešće primjenjuje u znanstveno istraživačkom radu.

## Udarni rad loma

Ispitivanje udarnog rada loma – KU (KV) provodi se s ciljem utvrđivanja ponašanja materijala u uvjetima udarnog opterećenja. Iznos udarnog rada loma je pokazatelj „žilavosti“ ili „krhkosti“ materijala udarno opterećenih materijala. Najčešće se ispitivanje udarnog rada loma provodi na Charpyjevu batu. Vrijednost udarnog rada loma je poglavito pokazatelj žilavosti materijala. Što je udarni rad loma veći to je i materijal žilaviji. U pravilu materijali veće istezljivosti imaju i veći  $KU(V)$



**Slika 1-25.** Prikaz penetratora i otiska kod Vickersove metode.

i obrnuto. Nasuprot tome materijali visoke čvrstoće imaju mali udarni rad loma. Kod nekih je materijala signifikantna ovisnost udarnog rada loma o temperaturi ispitivanja. Stoga podatak o ispitanom udarnom radu loma npr. na nekoj niskoj temperaturi može biti od koristi za procjenu ponašanja tog materijala pri eksploataciji na takvoj temperaturi s gledišta žilavosti.

## LITERATURA

1. Alar Ž. Ispitivanje materijala. U: Krautov strojarski priručnik. Živković J, Ražnjević Kuzman (ur.). Zagreb: Sajema d.o.o.; 2009. str. 435-54.
2. Ashby MF, Shercliff H, Cebon D. Materials: Engineering, Science, Processing and Design. London: Butterworth – Heinemann; 2007.
3. Czichos H. Tribology – a system approach to the science and technology of friction, lubrication and wear. Amsterdam – Oxford – New York: Elsevier; 1978.
4. Corporate communication. A brief History of biomedical materials. DSM, Netherlands.
5. Ćorić D, Filetin T. Materijali u zrakoplovstvu. U: Pustaić D (ur.). Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu; 2012.
6. Davis JR. Tensile testing. 2. izd. London: ASM international; 2004.
7. Filetin T; Franz M, Španiček Đ, Ivušić V. Svojstva i karakteristike materijala – Katalog opisa. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2012.
8. Figliola S, Beasley DE. Theory and design for mechanical measurements. New York: John Wiley & Son; 1991.
9. Franz M. Mehanička svojstva materijala. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu; 1998.
10. Holmberg K, Matthews A. Coating tribology. New York: Elsevier Science B.B; 1999.
11. International standard ISO 6892-1: Metallic materials – Tensile testing – Part 1: Method of test at room temperature, 2009.
12. Ivušić V. Tribologija. Zagreb: HDMT; 2002.
13. Lim SC, Ashby MF, Burton JH. The effect of sliding condition on the dry friction of metals, Acta Metall. 1989;37(3):767-72.
14. Schauerperl Z. [dissertation]. Utjecaj tvrdoće podloge na trajnost tankih tvrdih prevlaka. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu; 2000.
15. Wenk HR, Bulakh A Minerals – Their Constitution and Origin, Cambridge. University Press. Cambridge; 2003.



## 2. POGLAVLJE

---

# Boja dentalnih materijala

Sladana Milardović Ortolan

*Uspješno oponašanje boje zuba bitan je aspekt svake terapije u dentalnoj medicini. Pritom je za postizanje estetskog rezultata važan preduvjet poznavanje koncepta boja te razumijevanje i primjenjivanje odavno poznatih temeljnih načela znanosti o boji u dentalnoj medicini. Reprodukcija boje zuba izazov je za kliničara i dentalnog tehničara, jer je ljudski zub načinjen od različitih boja, površinskih tekstura i stupnjeva translucencije. Pravilna analiza i razumijevanje optičkih svojstava prirodnih zuba te razlika u svojstvima prirodnih zuba i restaurativnih materijala vrlo su važni za pravilan odabir gradivnog materijala i postizanje kliničkog uspjeha.*

*U tekstu će biti riječi o materijalima za direktne i indirektne nadomjestke. Od materijala za direktne nadomjestke danas su najzastupljeniji kompozitni materijali. Zahvaljujući velikom broju dostupnih boja, stupnjeva translucencije i materijala za posebne učinke, kliničari su se približili cilju da mogu izraditi direktne ispune s optičkim svojstvima sličnim onima prirodnih zuba.*

*Kod indirektnih nadomjestaka keramike se smatraju estetski superiornim materijalima. Zahvaljujući tehnološkom napretku razvijeni su suvremeni potpunokeramički sustavi koji osiguravaju kompromis između trajnosti i optičkih svojstava nadomjestka.*

Usklađenost boje nadomjestka s prirodnim zubima nije važna za uspjeh terapije restaurativnim ili protetičkim nadomjestkom, ali može biti odlučujući čimbenik za pacijentovo prihvaćanje terapije. U svakodnevnoj komunikaciji ljudi najprije vide usta sugovornika, a time i zube. Lijepi zubi pridonose atraktivnosti osobe i utječu na njegovan dojam. Današnji su pacijenti osvješteniji te su im informacije dostupnije nego ikada prije. Dolaze s preciznim zahtjevima i visokim očekivanjima. Nisu im dovoljni samo zdravi zubi, nego traže i savršen osmijeh.

Zadovoljstvo izgledom zuba neposredno je povezano s pacijentovim samopouzdanjem. Zato je uspješno oponašanje boje bitan aspekt svake terapije čiji je cilj

nadoknaditi izgubljeno zubno tkivo. Za postizanje predvidivoga estetskog rezultata važan je preduvjet poznavanje koncepta boja te razumijevanje i primjenjivanje odavno poznatih temeljnih načela znanosti o boji u dentalnoj medicini.

## FENOMEN BOJE

Boja se može definirati kao složen psihofizikalni fenomen induciran svjetlošću ili osjećaj koji u mozgu izaziva svjetlost koju emitira neki izvor, odnosno reflektira površina nekog tijela.

Boja nije svojstvo objekta, nego svjetlosti koju on reflektira u oko promatrača. Stoga je za doživljaj boje nužna interakcija između triju elemenata: svjetlosti, objekta i promatrača. Točnije, doživljaj boje ovisi o:

- spektralnom sastavu svjetlosti koja pada na promatrani predmet
- molekularnoj strukturi materijala s kojeg se svjetlost reflektira ili prolazi kroz njega
- promatračevoj percepciji boje.

Izostavljanjem samo jednog od tih elementa, boja ne postoji.

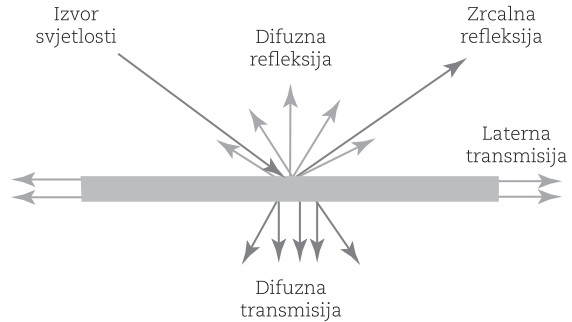
## Fizikalna pozadina fenomena boje

Svjetlost je elektromagnetno zračenje koje se opaža vidnim osjetnim sustavom. To je energija zračenja nastala atomskim promjenama u fizikalnoj strukturi materije koja se rasprostire od svog izvora u svim smjerovima i širi u obliku valova. Oko može percipirati valne duljine u rasponu od 400 do 700 nm, stoga se taj dio naziva vidljivim dijelom spektra. Ono na što se obično pomisli kad se kaže „svjetlost“ jest bijela svjetlost. Međutim, još je u 17. stoljeću Isaac Newton utvrdio da je bijela svjetlost mješavina svih valnih duljina vidljivog spektra u približno jednakim omjerima. Ako nakon osvjetljenja objekta bijelom svjetlošću objekt izgleda kao da je određene boje, znači da je zbog interakcije došlo do promjene svjetlosti koja dopire do promatračeva oka.

Svjetlost s objektom stupa u interakciju na nekoliko načina – može se zrcalno ili difuzno reflektirati o površinu, apsorbirati unutar objekta ili proći kroz njega uz veći ili manji lom (slika 2-1).

Pritom je indeks loma koji označuje promjenu smjera zrake svjetlosti na granici između dvaju materijala jednak omjeru sinusa upadnog kuta zrake svjetlosti i kuta

loma svjetlosti. Transmisija ili propuštanje svjetlosti događa se kad je objekt proziran (transparentan) ili poluproziran (translucentan), odnosno ako njegova građa omogućuje prolazak zrake svjetla bez interakcije ili uz minimalnu interakciju.



**Slika 2-1.** Moguće interakcije zrake svjetlosti s objektom.

Kad zraka svjetlosti naide na veće čestice ili molekule unutar objekta,

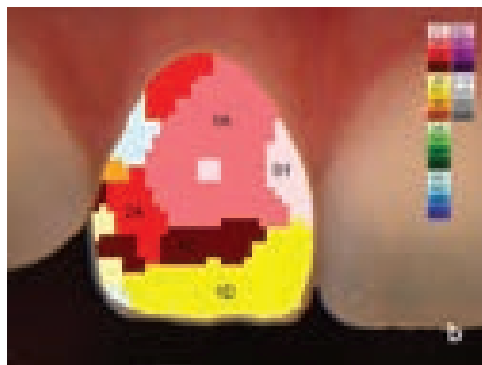
ovisno o strukturi i gustoći, može doći do apsorpcije ili refleksije zrake. Ako objekt reflektira sve valne duljine, doimat će se bijelim; ako apsorbira sve valne duljine, percipira se crnim. Apsorbira li neki predmet sve valne duljine, osim one koja čini crvenu boju, a samo nju reflektira, u čovjekovim će osjetilima izazvati osjet crvenog. Koje će valne duljine svjetlosti biti apsorbirane, a koje reflektirane, ovisi o molekularnoj strukturi materijala na koje svjetlost pada. Klasični spektar razlikuje sedam boja: crvenu, narančastu, žutu, zelenu, plavo-zelenu, plavu i ljubičastu. Broj boja i njihovih nijansi u prirodi su neizmjeni, s obzirom na to da i najmanja promjena valne duljine stvara novu i drukčiju boju.

Za percepciju boje ključnu ulogu ima kvaliteta svjetlosti. Svaki izvor svjetlosti ima definiranu krivulju spektralne energije zračenja. U skladu s primljenom svjetlosnom energijom objekt je reflektira ili apsorbira. Objekt ne može reflektirati energiju koju nije primio jer je izvor svjetlosti ne sadržava. Stoga se optimalnim izvorom svjetlosti smatra dnevno svjetlo s jednakom omjerom svih valnih duljina. U prostorima u kojima se boravi rabe se različiti umjetni izvori svjetlosti (volframove žarulje, fluorescentne svjetiljke, visokotlačne ksenonske cijevi) različitih proizvođača.

Budući da su u takvim uvjetima određene valne duljine dominantnije, one će prije djelovati na osvijetljeni objekt te odigrati presudnu ulogu u karakteristikama emisije reflektirane svjetlosti s površine objekta. Danas se kvaliteta izvora svjetlosti izražava temperaturom. U dentalnoj medicini za određivanje boje zuba preporučuju se izvori svjetlosti s temperaturom od 5500 K (D55 izvori).

## BOJA ZUBA

Boja zuba složen je fenomen koji ovisi o histološkoj građi, optičkim svojstvima i vitalnosti zuba, dobi osobe, vanjskim utjecajima (pigmentaciji, konzumiranju crnog vina i kave, pušenju itd.) i kakvoći izvora svjetlosti. Prirodni je zub slojevite građe pri čemu je dentinska jezgra u krunskom dijelu obavijena slojem cakline. Dentin je visokokalcificirano tkivo uglavnom žućkaste boje, pri čemu je relativno visok stupanj mutnoće ili opaciteta posljedica tubularne građe. Caklina je poluprozirna, sive do plavkastobijele boje. Najdeblja je na žvačnoj plohi postoričnih zuba i griznim bridovima prednjih zuba, a postupno se stanjuje prema vratu zuba i završava na caklinsko-cementnom spojištu. Smatra se da na optička svojstva cakline uglavnom utječu kristali hidroksilapatita. Zbog velikog stupnja translucencije cakline smatra se da je boja zuba uglavnom određena bojom dentina, dok je caklina samo modificira. S obzirom na nehomogenu građu, nijedan zub nije jednolične boje, već ga obilježavaju različite nijanse i stupnjevi translucencije koje ljudsko oko teško zamjećuje i razlikuje (slika 2-2). Središnji dio obično je najsvjetliji, dok prema incizalnom bridu, a osobito cervikalnom dijelu dominiraju tamnije nijanse. Osim toga, međusobno se razlikuju i boje zuba unutar zubnog niza, pri čemu su prednji zubi svjetliji od stražnjih. Nadalje, boja zuba mijenja se kroz život pri čemu s dobi postaje tamnija zbog odlaganja sekundarnog dentina, vanjskih obojenja i postupnog trošenja cakline zbog čega podležeći dentin ima sve veći utjecaj na boju.



**Slika 2-2.** Spektrofotometrijska analiza (spektrofotometar MHT *Spectroshade Micro*, MHT, Verona, Italija) boje gornjega desnog sjekutića.

Kod određivanja boje zuba potrebno je uzeti u obzir njegovu slojevitost strukturu s različitim debljinama i stupnjevima translucencije pojedinih slojeva. Različita površinska tekstura zuba može utjecati na percepciju boje. Zubi se često opisuju kao „polikromatski“ s različitim tonovima, svjetlinama i zasićenosti. Boje su izražene šiframa ključa boja *Chromascop* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn). Uočava se osam različitih tonova boje na istom zubu (vidi sliku 2-2).

## Sekundarna optička svojstva koja utječu na boju zuba

Osim boje u užem smislu, sekundarna optička svojstva također imaju važan utjecaj na percipiranu boju zuba. Ta svojstva uključuju translucenciju/opacitet, opalescenciju, fluorescenciju, površinsku teksturu i sjaj. Translucencija i opacitet međusobno su povezani pojmovi, a opisuju zamućenost ili prozirnost nekog objekta.

**Transparencija** označuje maksimalni stupanj translucencije, poput stakla. S druge je strane, primjerice, metal potpuno opak ili neproziran materijal. Stupanj translucencije ovisi o interakciji s upadnom svjetlosti. Ako se veći dio svjetlosti propušta, objekt se doima translucenijim, a ako dominira refleksija, objekt će biti neprozirniji ili opakniji. Smatra se da ta optička obilježja imaju najveći utjecaj na boju zuba. Općenito, što se veći dio svjetlosti reflektira o površinu i vraća u oko, objekt će se doimati svjetlijim, dok transluceniji objekti izgledaju tamnije jer se veći dio svjetlosti „gubi“. U praksi to znači da će se opakni zubi percipirati svjetlijima, a transluceniji tamnijima. S obzirom na to da se prirodni zubi odlikuju većim ili manjim stupnjem translucencije, važno je naglasiti da pretjeran opacitet prilikom izrade nadomjestka ostavlja neprirodan i „beživotan“ dojam.

Translucencija ljudskih zuba ovisi i o sadržaju vlage tako da se može bitno mijenjati dehidracijom ili vratiti u izvorno stanje rehidracijom. Isušeni se zubi doimaju neprozirnijima i svjetlijima. Opisani fenomen posljedica je nadomještanja vode oko caklinskih prizmi zrakom čiji se indeks loma svjetlosti razlikuje. Indeks loma cakline iznosi 1,7, vode 1,33, a zraka 1. Zbog veće razlike dolazi do jačeg loma zrake na prelasku između cakline i zraka.

**Opalescencija** se pojavljuje zbog čestica unutar translucenog materijala koje imaju značajno veći indeks loma od same matrice i djeluju kao prizme. Zbog toga dolazi do različite disperzije svjetlosti crvenog i plavog dijela spektra pri čemu se crvena svjetlost propušta, a plava lomi. U caklini ulogu prizmi imaju kristali hidrosilapatita. Stoga se caklina pod određenim kutovima doima plavkastom, iako je zapravo bezbojna. Opalescencija pridonosi svjetlini zuba tako što svjetlost ne propušta kroz svoju strukturu, nego je reflektira o površinu. Istodobno ostavlja dojam optičke dubine i vitalnosti.

**Fluorescencija** nastaje kao posljedica apsorpcije zraka nevidljivog dijela spektra (ultraljubičaste zrake) i njihove spontane emisije u zrake veće valne duljine iz vidljivog dijela spektra, obično plavog. Dentin je fluorescentniji od cakline zbog većeg sadržaja organskih tvari. Povećanjem fluorescencije smanjuje se zasićenost

boje. Isto tako se povećava svjetlina jer se veća količina svjetla vraća u oko. Zanimljivo je da tako postignuta svjetlina nema negativan utjecaj na stupanj translucencije, što je od osobitog značenja kod izrade nadomjestaka i oponašanja boje prirodnih zuba.

**Tekstura površine** utječe na refleksiju svjetlosti – hrapave površine dovode do difuzne refleksije, dok kod glatkih površina dominira zrcalna refleksija. Sjajne, glatke površine doimaju se tamnijima i zasićenijima od mat i hrapavih površina. Veći sjaj zuba pridonosi vitalnom izgledu s obzirom na činjenicu da se s godinama trošenjem površine gubi i sjaj. U tom kontekstu treba naglasiti važnost završnog poliranja ili nanošenja glazure na nadomjestak kako bi se postigao što prirodniji izgled.

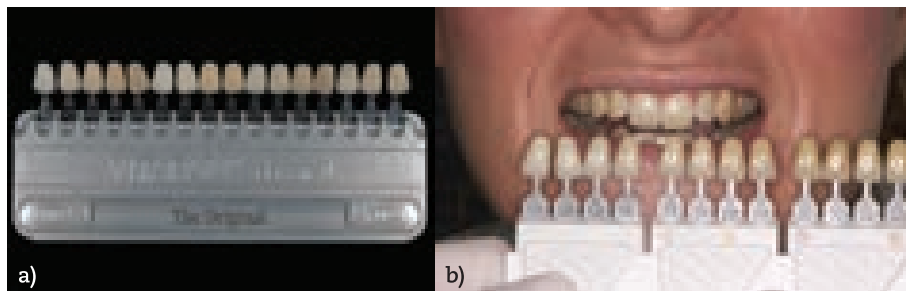
## METODE ODREĐIVANJA BOJE U DENTALNOJ MEDICINI

Postoje različite metode određivanja i mjerenja boje u dentalnoj medicini, ali se sve mogu svrstati u dvije osnovne skupine: vizualne i instrumentalne.

### Vizualna metoda

Vizualna metoda se temelji na usporedbi s nekim poznatim fizičkim standardom koji je prihvaćen kao referentan. U dentalnoj se medicini u tu svrhu rabe ključevi boja (slike 2-3a,b).

Budući da je percepcija boje zbroj fiziološkog i psihološkog odgovora na podražaj, nepredvidiva je i subjektivna. Neki od mogućih čimbenika za koje se navodi da



**Slika 2-3.** a) Ključ boja *Vitapan Classical* (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) – najstariji i jedan od najpopularnijih ključeva boja u dentalnoj medicini; b) Vizualno određivanje boje zuba s pomoću ključa boja *Chromascop*.

utječu na odabir boje su dob, spol, uvjeti osvjetljenja (metamerija), kut promatranja, temeljna sposobnost razlikovanja boja promatrača, njegovo iskustvo i pristranost, psihofizičko stanje, umor i uzimanje određenih lijekova. Stoga je važno prilikom vizualnog određivanja boje standardizirati uvjete u što većoj mogućoj mjeri (tablica 2-1). Dodatan je problem ograničena mogućnost komunikacije, odnosno opisivanja vizualno određene boje. Unatoč stanovitim nedostacima, vizualna se metoda najčešće primjenjuje u svakodnevnoj praksi jer je jednostavna i jeftina.

**Tablica 2-1.** Smjernice za vizualno određivanje boje

- boju bi trebalo određivati u što neutralnijem okruženju (zidovi sive boje)
- boju treba određivati prije početka zahvata kako ne bi došlo do zamora oka, ali i isušivanja zuba – zub mora biti vlažan
- ako pacijent nosi odjeću jarkih boja, prekriti je neutralnim sivim pokrovom
- ako se radi o pacijentici, ukloniti ruž s usana, zube očistiti od eventualnih naslaga
- zub kojem se određuje boja trebao bi biti u visini očiju promatrača na udaljenosti oko 50 cm
- ograničiti se na što kraće fokusiranje zuba u trajanju od 5 do 10 sekunda, nakon toga kratko odmoriti oči gledajući u neutralnu boju kako bi se spriječio zamor; produljeno promatranje napreže vidne receptore zbog čega se percipira smanjena svjetlina i zasićenost – prvi dojmovi obično su najpouzdaniji
- svjetlinu određivati kroz poluzatvorene oči čime se smanjuje količina svjetlosti koja dopire u oko zbog čega se inaktiviraju čunjići pa se štapićima omogućuje razlučivanje svjetline
- u slučaju dvojbe odabrati boju veće svjetline i manje zasićenosti
- očnjaci se mogu iskoristiti kao referencija jer imaju najveću zasićenost dominantnog tona zubnog luka
- boju je najbolje određivati pri dnevnoj svjetlosti između 10 i 15 sati, ali određenu boju provjeriti i na drugim izvorima svjetlosti kako bi se mogućnost metamerije svela na minimum

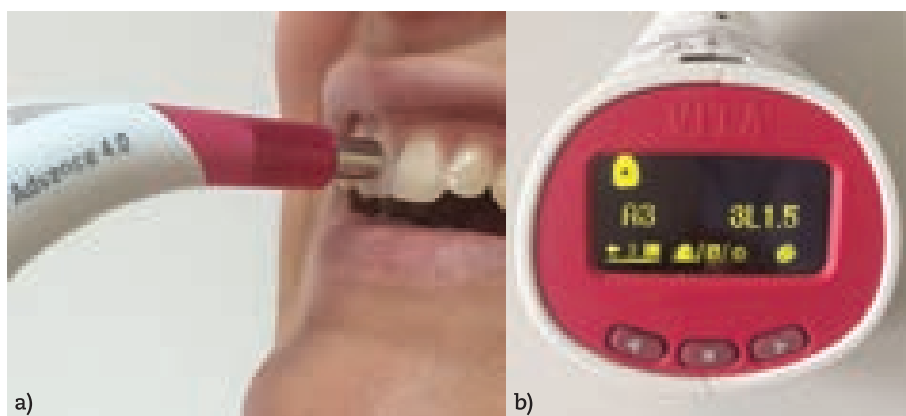
## Ključevi boja

Uvriježeni pristup određivanju boje zuba s pomoću ključeva boja konceptualno je jednostavan i nije se mijenjao od samih početaka. Popularnost ključeva boja temelji se prije svega na njihovoj dostupnosti. Koncipirani su na način da objedinjuju dvadesetak nezvanih boja koje prikazuju izbor boja raspoloživih nadomjesnih materijala, ali nikako i sve moguće boje zuba. Često se navodi kako komercijalni ključevi boja pokazuju niz manjkavosti, poput nepokrivanja spektra boja pri-

rodnih zuba u adekvatnoj mjeri. Budući da se ograničenim brojem uzoraka boja pokušava pokriti oko 6000 nijansi prirodnih zuba, jasno se uočava nesklad. Tako se navodi da *Vitapan Classical* pokriva samo 6 % boja zuba koji se pojavljuju u prirodi uz veću koncentraciju na određene boje. Zbog toga je određivanje boja koje se nalaze u nepokrivenom prostoru vrlo subjektivno. Pokazalo se kako veliki dio terapeuta ima „omiljene boje“ te boju zuba određuje prema predvidivom obrascu. Tako je s 25 % boja A3 ključa *Vitapan Classical* najčešće odabrana boja, A3,5 je zastupljena s 22 %, B3 s 15 % i A2 s 14 %. Ostatak od 24 % otpada na sve ostale boje. Kao nedostatak komercijalnih ključeva boja navodi se i nelogičan redoslijed uzoraka boja. Kao važan nedostatak tvornički izrađenih ključeva boja valja navesti činjenicu da su uzorci rijetko izrađeni od materijala od kojih se izrađuju nadomjestci te su deblji od konačne debljine nadomjestka, zbog čega se boja doima zasićenijom. Problem je i činjenica da različiti ključevi nisu usklađeni s bojama materijala svih proizvođača.

## Instrumentalne metode određivanja boje

U težnji za što objektivnijim i točnijim određivanjem boje zuba razvijeni su instrumenti koji se rabe u tu svrhu. Instrumentalnom metodom pokušava se isključiti moguća pogreška zbog subjektivnosti te omogućiti ponovljivost mjerenja (slike 2-4a,b). Ponovljivost rezultata kod instrumentalnog je mjerenja oko 80 %, dok kod vizualne metode iznosi tek 40 %. Unatoč dobrim rezultatima i velikoj toč-



**Slika 2-4.** a) Određivanje boje spektrofotometrom *Vita Easyshade Advance 4.0*;  
b) Izmjerene boje izražene šiframa ključeva boja *Vitapan Classical* i *3D Master* (oba Vita Zahfabrik, Bad Säckingen, Njemačka).



nosti, uređaji za mjerenje boje još uvijek nisu značajnije zastupljeni u kliničkoj praksi – ponajviše zbog relativno visoke cijene. Točnost je osobito velika za ravne i neprozirne površine. Budući da su zubi zakrivljeni i relativno translucetni, bilo je potrebno uređaje prilagoditi primjeni u dentalnoj medicini. Postoje uređaji koji boju zuba mjere točkasto ili segmentalno – zasebno za cervikalnu, srednju i incizalnu trećinu. Stoga je za obuhvaćanje cijelog zuba potrebno provesti nekoliko mjerenja. Drugi uređaji jednim mjerenjem obuhvaćaju cijeli zub i generiraju prosječnu boju ili zub raščlanjuju na segmente s detaljnom analizom boje. Time se ubrzava postupak. Sofisticiraniji uređaji istodobno daju slikovni prikaz zuba. Instrumenti koji se rabe za mjerenje boje uključuju kolorimetre, spektroradiometre, spektrofotometre i digitalne kamere.

## OPONAŠANJE BOJE ZUBA UMJETNIM MATERIJALIMA

Pravilna analiza i razumijevanje optičkih svojstava prirodnih zuba, poput boje i translucencije te razlika u svojstvima prirodnih zuba i restaurativnih materijala vrlo su važni za pravilan odabir građivnog materijala i njegove boje te postizanje kliničkog uspjeha. Reprodukcijska boja zuba izazov je za kliničara i dentalnog tehničara jer je ljudski zub načinjen od različitih boja, površinskih tekstura i stupnjeva translucencije. U praksi se pokazalo da je uspješno oponašanje boje često kombinacija znanosti i umjetnosti, ali i sreće. Postignuta boja nadomjestka nerijetko je kompromis, a ne svjestan izbor. Još prije nekoliko desetljeća izbor materijala za nadoknadu izgubljenoga tvrdog zubnog tkiva bio je vrlo ograničen. Metali su dominirali i u restaurativnoj i u protetičkoj opskrbi zuba jer su dugo isključivim odrednicama kliničkog uspjeha smatrane čvrstoća i strukturna trajnost nadomjestka. Međutim, s vremenom su estetski zahtjevi pacijenata i terapeuta sve više rasli pa je u suvremenoj dentalnoj medicini osnovni cilj biomimetika, tj. postizanje što prirodnijeg izgleda nadomjestka i njegovo neprimjetno uklapanje u postojeći zubni niz. S obzirom na ograničen estetski potencijal metala, oni su sve više potisnuti u korist materijala kojima bi se to omogućilo. Rastuća potražnja za estetskim, a ujedno izdržljivim i biokompatibilnim materijalima, u posljednjih nekoliko desetljeća dovela je do brzog razvoja dentalnih materijala. Tako u suvremenoj dentalnoj medicini postoji niz materijala kojima se pripisuju posebno povoljna estetska svojstva. To zapravo podrazumijeva optička svojstva što sličnija onima prirodnih zuba. Pritom osobito važnu ulogu ima podudarnost boje nadomjestka sa susjednim zubima ili okolnim zubnim tkivom, osobito ako se radi o prednjem segmentu zubnog niza. Poželjna interakcija između boje zuba i dentalnih materi-

jala ili između različitih dentalnih materijala je tzv. kameleonski učinak ili učinak stapanja. Time se opisuje smanjenje razlike u boji između dentalnih materijala i okolnih tvrdih tkiva nakon stavljanja nadomjestka u usta u odnosu na razliku u boji kad se materijal i tvrda zubna tkiva promatraju zasebno. Taj je učinak poželjan u dentalnoj medicini jer se time u određenoj mjeri kompenzira neusklađenost boje koja se pojavljuje zbog ljudske pogreške ili zbog nepostojanja odgovarajuće boje umjetnog materijala. Na kameleonski učinak utječu veličina nadomjestka, inicijalna razlika u boji i translucencija. Iako još uvijek ne postoji jednakovrijedna zamjena za izgubljeno zubno tkivo, danas su dostupni različiti materijali i tehnike koji tom idealu dolaze vrlo blizu.

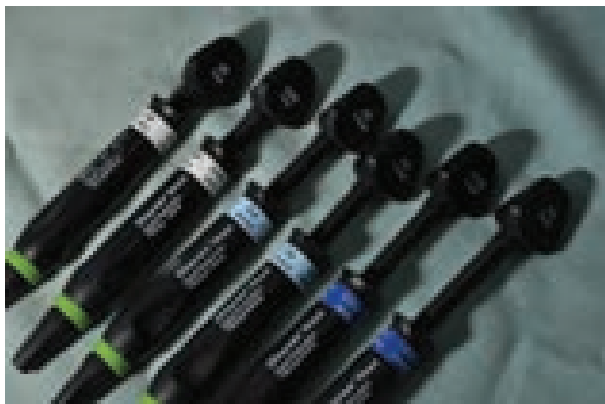
## Materijali za direktne nadomjestke

Zbog povoljnih svojstava kao što su visoka otpornost na tlak i trošenje, niska cijena i jednostavno rukovanje, **amalgam** je gotovo stotinu godina bio materijal izbora za sve kavitete prvog i drugog razreda. Međutim, jedan od glavnih nedostataka – potpuno neestetski izgled – značajno mu je umanjio vrijednost u suvremenoj dentalnoj medicini.

**Smolasti kompozitni materijali** pojavili su se kao zamjena dentalnom amalgamu sedamdesetih godina proteklog stoljeća. Glavne su im prednosti bile što su bili bezmetalni, termički i električki inertni materijali bez sadržaja žive, sa sposobnošću posrednog vezanja za tvrda zubna tkiva te su omogućivali zadovoljavajuću estetsku rekonstrukciju prirodnog zuba. Optička svojstva materijala ovise o njegovoj interakciji s upadnom svjetlošću. Osim interakcije koja se odvija na samoj površini objekta gdje se dio svjetlosti, ovisno o glatkoći, reflektira zrcalno ili difuzno, valja naglasiti da su kompoziti heterogeni materijali koji se sastoje od smolaste matrice (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) i uklopljenih čestica punila s indeksom loma različitim od matrice. Valne se duljine vidljive svjetlosti nalaze u rasponu od 0,4 do 0,7  $\mu\text{m}$ , a kompoziti mogu sadržavati punila čestica većih ili manjih od tih valnih duljina. Na česticama većim od valne duljine svjetlosti dolazi do loma i refleksije svjetlosti što uzrokuje njezino raspršivanje, tj. promjenu smjera. Sličan se fenomen pojavljuje kao posljedica poroznosti materijala. Dakle, količina apsorbirane, reflektirane i propuštene svjetlosti ovisi o količini čestica punila uklopljenih u matricu, njihovoj veličini te razlikama u indeksima loma. Općenito, indeks loma važan je parametar u postizanju podudaranja boje između kompozitnog materijala i zubnoga tkiva. Kako bi se spriječilo rasipanje svjetlosti na sučelju smolaste matrice i punila, indeksi loma različitih komponenti (puni-

lo-matrica-vezno sredstvo) ne smiju se previše razlikovati, inače materijal izgleda neprozirno. Veličina i volumen čestica utječu na stupanj zamućenosti, pri čemu velik broj čestica veličine veće od valne duljine vidljive svjetlosti povećava opacitet. Jednak učinak ima i razlika između indeksa loma osnovne matrice i uklopljenih punila – što je veća razlika, to su više izraženi lom i refleksija svjetlosti, a time se stječe dojam većeg opaciteta. Manje uklopljenih čestica i sličan indeks loma svjetlosti punila i matrice dovode do manjeg loma svjetlosti, a većeg propuštanja, što rezultira većim stupnjem translucencije. Za modifikaciju boje materijala rabe se različiti pigmenti, obično metalni oksidi. Tamnije boje kompozita sadržavaju tamnije pigmente koji apsorbiraju više svjetlosti. Željezovi oksidi djeluju kao smeđi pigment, bakreni oksidi kao zeleni pigment, titanovi oksidi ( $\text{TiO}_2$ ) kao žućkasti pigment, dok je kobaltov oksid plave boje. Neki kompozitni materijali sadržavaju fluorescentne ili opalescentne tvari kako bi što bolje reproducirali optička svojstva prirodnih zuba.

Kod prvih kompozitnih materijala koji su sadržavali velike čestice punila, pojavili su se problemi poput otežanog poliranja i hrapavosti površine. Zato su 1980-ih razvijeni mikropunjeni kompoziti, no njihova stabilnost nije bila zadovoljavajuća. Tijekom 1990-ih pojavili su se hibridni kompoziti kod kojih se manipuliralo oblikom i veličinom čestica. Danas, kao rezultat razvoja nanotehnologije, na tržištu se nalaze brojni materijali poboljšanih estetskih svojstava uz optimiziranu mogućnost poliranja. Dodatno su se počele propagirati različite tehnike slojevanja kako bi se oponašala struktura, a time i optička svojstva prirodnog zuba. Zahvaljujući velikom broju dostupnih boja, stupnjeva translucencije i materijala za posebne učinke (slika 2-5), kliničari su se približili cilju da mogu izraditi direktne ispune s optičkim svojstvima sličnim onima prirodnih zuba.



**Slika 2-5.** Kompozitni materijali različitih boja i stupnjeva translucencije.

Kod izrade indirektnih nadomjestaka situacija je utoliko složenija, što je nakon točnog određivanja boje, dobivenu informaciju potrebno prenijeti dentalnom tehničaru koji nadomjestkom nastoji postići što vjerniju repliku prirodnog zuba. Očito je da metalnim nadomjestcima to nije moguće.

Zato je razvijena tehnologija oblaganja osnovne metalne konstrukcije estetskim materijalima, tj. polimerima ili keramikom.

**Polimeri na bazi akrilne kiseline** zbog prihvatljivih estetskih svojstava i niske cijene osobito su se često rabili kao obložni materijali. Prije nanošenja polimera potrebno je neutralizirati boju metalne konstrukcije temeljnim slojem tzv. opakera. Opaker ujedno djeluje i kao posrednik veze između metala i estetskoga materijala. Nakon polimerizacije opakera aplicira se polimerni materijal željene boje kako bi se oponašali prirodni zubi. Završno se faseta obrađuje brusnim sredstvima radi postizanja željene površinske teksture. Glavni je nedostatak polimernih faseta što unatoč zadovoljavajućem rezultatu na početku sa zadovoljavajućom reprodukcijom boje, nakon duljeg nošenja protetičkog rada u ustima dolazi do nepoželjnih promjena. U mikropukotinu nastalu između polimerne fasete i osnovne konstrukcije naseljavaju se mikroorganizmi te dolazi do prodora sastojaka hrane, što dovodi do promjene boje fasete i narušavanja estetike. Mikroorganizmi na području granične pukotine kao i vlažan medij usne šupljine pospješuju i korozijske procese na dentalnoj leguri. Osim toga, polimeri su izrazito podložni trošenju pa se konstantno mijenja kvaliteta njihove površine.

**Keramike** najbolje oponašaju optička svojstva prirodnih zuba. Međutim, krhkost i niska savojna čvrstoća konvencionalnih keramika glavni su im nedostatak, što je u prošlosti za posljedicu imalo lomove nadomjestaka. Problem se rješavao napečenjem keramike na čvrstu metalnu osnovnu konstrukciju. Metal-keramici se pripisuju povoljnija svojstva zahvaljujući velikoj čvrstoći, zadovoljavajućoj trajnosti i stabilnijim optičkim svojstvima. Stoga su se metal-keramički sustavi nametnuli kao standard fiksnoprotetičke terapije. Iako se slojevitom izradom nadomjestka kod koje se određenim redosljedom i u određenim omjerima apliciraju keramički materijali različitih optičkih svojstava (dentinska keramika, caklinska keramika, keramika za posebne učinke itd.), pokušava približiti građi prirodnog zuba, estetski je potencijal takvih nadomjestaka i dalje ograničen. Metalna osnova koja djeluje kao barijera, u potpunosti sprječava propuštanje svjetlosti čime izostaje jedno od osnovnih optičkih obilježja prirodnih zuba – translucencija. To nadomjestku daje mutan, „beživotan“ izgled sa sivkastim prosijavanjem posebice u cervikalnom području, što je osobito problematično u vidljivom segmentu zubnog niza. Zahvaljujući

tehnološkom napretku razvijeni su suvremeni potpunokeramički sustavi. Potpunokeramički sustavi omogućili su sasvim novi koncept protetičke terapije. Izostavljanjem metalne podloge omogućeno je stvaranje iluzije prirodnog zuba. Tako je u posljednjih nekoliko desetljeća razvijen niz potpunokeramičkih sustava koji se uspješno primjenjuju u prednjem i stražnjem segmentu zubnog niza s primarnim ciljem oponašanja oblika, funkcije i estetike prirodnih zuba. Svaki materijal nosi određene prednosti i nedostatke. Kao i kod brojnih drugih dentalnih materijala, pokazalo se da su estetska i mehanička svojstva često međusobno oprečna.

Postoji cijeli niz keramičkih sustava različitog sastava i mikrostrukture pa se i optička svojstva bitno razlikuju od sustava do sustava. Kako je već opisano kod kompozitnih materijala, keramike su također heterogeni materijali koji se sastoje od osnovne matrice i uklopljenih čestica ili kristala. Količina apsorbirane, reflektirane i propuštene svjetlosti ovisi o količini kristala uklopljenih u matricu, veličini čestica u usporedbi s valnom duljinom upadne svjetlosti, razlikama u indeksu loma i poroznosti. Za keramike vrijedi: što je veći udio staklene komponente, keramika je translucetnija, tj. više „staklastog“ izgleda. Povećanjem sadržaja kristala, povećava se i stupanj zamućenja. Određena količina kristala na kojima će se svjetlost lomiti poželjna je kako bi se postiglo optičko ponašanje slično caklinskim prizmama. Kao i kod kompozitnih materijala, optička svojstva keramike mogu se modificirati pigmentima koji se dodaju materijalu.

**Konvencionalne keramike** pretežno su građene od glinenaca, kaolina i kvarca. Kvarc čini amorfnu trodimenzionalnu strukturu, tipičnu za stakla. S obzirom na visok udio stakla, propuštaju velik dio svjetlosti te se ubrajaju u translucetne materijale.

Kod **staklo-keramika** dodaju se kristalne komponente kako bi se postigla veća čvrstoća. U slučaju leucitima ojačane staklo-keramike (*IPS Empress Esthetic*, Ivoclar Vivadent, Lihtenštajn) dodani su kristali leucita ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) koji čine 40 – 50 % volumena. Nisu međusobno isprepleteni te im je gustoća ukupno mala. Kod litij-disilikatne staklo-keramike glavnu kristalnu komponentu čine igličasti kristali litijeva disilikata ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) koji su proizvoljno orijentirani te se isprepleću tvoreći nakupine. Sekundarnu kristalnu fazu čini litijev ortofosfat ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) koji zauzima mnogo manji volumen. U slučaju *IPS Empress 2* (Ivoclar Vivadent) keramike veličina čestica litijeva disilikata kreće se između 0,5 i 4,0  $\mu\text{m}$  i oni čine oko 60 % volumena. Kod unaprijeđene, *IPS e.max Press* keramike (Ivoclar Vivadent) isprepleteni igličasti kristali litijeva disilikata dugi su između 3 i 6  $\mu\text{m}$  te zauzimaju oko 70 % volumena. Indeks loma leucita iznosi 1,51, a litijeva disilikata 1,55, što

je slično staklenoj matrici čiji indeks loma iznosi 1,50. U praksi to znači da su takvi materijali relativno translucetni.

U usporedbi sa staklo-keramikama, **infiltracijske keramike** *InCeram* (Vita Zahnfabrik, Njemačka) sadržavaju veći udio kristala unutar matrice. Indeks loma svjetlosti *InCeram Alumine* iznosi 1,76, a *InCeram Spinella* 1,72. Iz toga se može zaključiti da se radi o relativno neprozirnim materijalima. S obzirom na razmjerno nepovoljna optička svojstva, ta se skupina materijala rabi za izradu jezgre koja je tanka čime se donekle kompenzira veći indeks loma.

**Oksidne keramike** poput aluminijeva i cirkonijeva oksida građene su od kristala koji su tako gusto raspoređeni da zauzimaju gotovo 100 % volumena. Iz tog razloga cirkonijev oksid ima indeks loma od 2,20 što ga čini potpuno neprozirnim. Stoga se i ta skupina keramika rabi isključivo kao jezgri materijal na koji se nanose obložne keramike radi poboljšanja optičkih svojstava. U novije vrijeme pojavile su se translucetne cirkonij-oksidne keramike koje daju mogućnost izrade monolitnih cirkonij-oksidnih nadomjestaka individualiziranih površinskim bojenjem. S obzirom na slojevituu građu prirodnog zuba, monolitnim nadomjestcima obično se ne pripisuje visoka estetska vrijednost, ali mogu zadovoljiti u stražnjem segmentu zubnog niza.

Na boju keramike mogu utjecati brojni čimbenici pri čemu je pravilan tehnološki proces izrade jedan od odlučujućih. Primjerice, povećanje temperature pečenja može promijeniti boju keramike. Različite metode kondenzacije također se mogu odraziti na optička svojstva. Zato se dentalni tehničar mora strogo pridržavati proizvođačevih uputa.

Potruga za idealnim estetskim materijalom i dalje traje. Iako vlada mišljenje da se keramičkim materijalima mogu postići najbolji estetski rezultati, jednako je važno da terapeut svojim pacijentima može ponuditi i različite direktne terapijske alternative koje bi zadovoljile njegove individualne potrebe. Suvremeni doktor dentalne medicine pri odluci o izboru materijala mora voditi računa o nizu čimbenika, uključujući čvrstoću i estetska svojstva, ali i konzervativnost pristupa. Zadatak kliničara i dentalnog tehničara nije samo izraditi nadomjestak koji će izgledati prirodno, nego i odgovorno ponašanje prema preostalom prirodnom zubnom tkivu. Pri odabiru terapije ne postoji „univerzalno rješenje“ koje odgovara svima. Novi materijali pojavljuju se tako brzo da je ponekad teško pratiti sve promjene. Svaki kliničar trebao bi imati široko znanje o raspoloživim materijalima i tehnikama izrade, a ujedno bi trebao steći potrebne vještine za njihovu pravilnu primjenu u svakodnevni klinički rad.

## LITERATURA

1. Bridgeman I. The nature of light and its interaction with matter. U: McDonald R (ur.). Colour physics for industry. Huddersfield: H. Charlesworth & Co Ltd; 1987. str. 1 – 34.
2. Chu SJ. Fundamentals of color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry. 2. izd. Hanover Park: Quintessence Publishing; 2010.
3. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent. 2010;38(2):e2-16.
4. Dagg H, O'Connell B, Claffey N, Byrne D, Gorman C. The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. J Oral Rehabil. 2004;31:900-4.
5. Geissberger M. Esthetic Dentistry in Clinical Practice. Blackwell Scientific Publication Limited, Oxford. 2010.
6. Henning G. Nur wer alle Farben richtig sieht, kann Zahnfarben perfekt bestimmen. Basel: Dr. Henning & Co. Dental Engineering; 1999.
7. Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks ML. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. J Endod. 1998; 24(12):786-90.
8. Jurčević M, Jezidžić N. Primjena digitalne fotografije u reprodukcijским medijima – „sRGB i Adobe RGB“ [seminarski rad]. Zagreb: Grafički fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2012.
9. Jerolimov V, i sur. Osnove stomatoloških materijala. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2005.
10. Mehulić K. Keramički materijali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga d.d., 2010.
11. Milardović Ortolan, S. Utjecaj biološke osnove, optičkih svojstava i debljine gradivnih i fiksacijskih materijala na boju nadomjeska od litij-disilikatne staklokeramike [diser-tacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2014.
12. Paravina RD, Westland S, Kimura M, Powers JM, Imai FH. Color interaction of dental materials: blending effect of layered composites. Dent Mater. 2006;22(10):903-8.
13. Paravina R, Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry. St. Louis: Elsevier Mosby; 2004.
14. Paravina RD, Powers JM, Fay RM. Dental color standards: Shade tab arrangement. J Esthet Restor Dent. 2001;13:254.
15. Russell MD, Gulfracz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. J Oral Rehabil. 2000;27:786-92.
16. Sikri V. Color: Implications in dentistry. J Conserv Dent. 2010;13(4):249-55.
17. Ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. J Dent Res. 1995;74:374-80.
18. Vaarkamp J, Ten Bosch JJ, Verdonshot EH. Propagation of light through human enamel and dentine. Car Res. 1995;29:8-13.
19. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. Brit Dent J. 2001;190:309-16.
20. Winter R. Visualizing the natural dentition. J Esthet Dent. 1993;5(3):102-17.

# 3. POGLAVLJE

---

## Biokompatibilnost dentalnih materijala

Joško Viskić

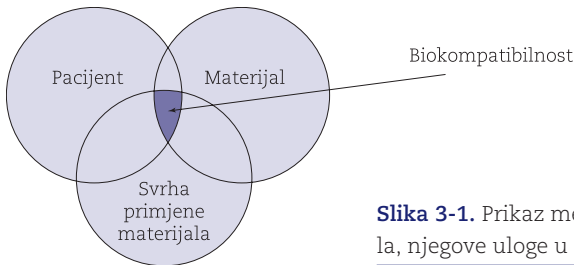
*Biokompatibilnost je kompleksna, zato je kao predmet istraživanja vrlo zahtjevna, ujedno je izuzetno važna zbog etičke i pravne odgovornosti koju doktor dentalne medicine ima prema svojim pacijentima prilikom uporabe materijala u liječenju. Biokompatibilnost je definirana kao sposobnost materijala da izazove odgovarajući biološki odgovor u tijelu u skladu s primjenom za koju je predviđen. Ona nije svojstvo vezano samo za materijal, već međudjelovanje materijala i biološke okoline u kojoj se nalazi. Kroz povijest su se rabili, s više ili manje uspjeha, razni materijali u nadomještanju izgubljenoga ili oštećenoga tvrdoga zubnog tkiva. Toksičnost je bila jedina odrednica primjene materijala u liječenju. Suvremena podjela nepoželjnih utjecaja na organizam navodi četiri skupine mogućih reakcija: sistemska toksičnost, lokalne reakcije, alergijske reakcije i ostalo. Ispitivanja biokompatibilnosti počinje evaulacijom rizika, a konkretna ispitivanja se rade na trima razinama: in vitro, istraživanja na životinjama te klinička ispitivanja na ljudima. Doktoru dentalne medicine na tržištu je dostupan iznimno veliki broj materijala koji može primijeniti prilikom terapije na svojim pacijentima, te je dužnost svakog liječnika da za svaki materijal koji primjenjuje poznaje sve indikacije i kontraindikacije, moguće nuspojave i njihovo pravilno rješavanje.*

U suvremenom društvu izuzetna je važnost stavljena na usklađenost između ljudskog tijela i materijala s kojima dolazi u doticaj. To je posebno izraženo u medicinskim znanostima gdje svakodnevna uporaba različitih materijala prilikom liječenja može dovesti do sukoba između koristi i štete koje određeni postupak može prouzročiti. *Primum non nocere* – „Ponajprije nemoj naškoditi“ temeljni je postulat medicine od antičkog doba i jasno naglašava važnost pravilnog pristupa liječenju gdje je biokompatibilnost materijala osnovna polazišna točka.

Biokompatibilnost definirana je kao sposobnost materijala da izazove odgovarajući biološki odgovor u tijelu u skladu s primjenom za koju je predviđen. Ona nije



svojstvo vezano samo za materijal, već međudjelovanje materijala i biološke okoline u kojoj se nalazi (slika 3-1). Osnovno je potrebno poznavati mehanička, fizikalna i kemijska svojstva materijala koji se primjenjuje. Međutim, osim o samom sastavu materijala biokompatibilnost ponajviše ovisi o mjestu gdje je materijal u dodiru s tkivom, trajanju u tijelu te naprezanju kojem je materijal izložen. Usna šupljina je izrazito dinamičan i agresivan medij gdje se događaju stalne promjene sastava, temperature, pH vrijednosti i količine sline. Opće zdravstveno stanje pacijenta može mijenjati dinamiku međudjelovanja s određenim materijalom, također i lijekovi koje pacijent uzima, te niz drugih čimbenika kao dob, prehranbene i higijenske navike. U ustima dolazi i do funkcijskih i parafuncijskih opterećenja koja mogu dosegnuti velike, čak i razorne vrijednosti za određene materijale.



**Slika 3-1.** Prikaz međudjelovanja između materijala, njegove uloge u tijelu i biološkog medija.

Promjena u početnom stanju bilo kojeg od tri glavna čimbenika mijenja biokompatibilnost materijala. Idealni materijal dugo je definiran kao inertna tvar koja ne pokazuje međudjelovanje s okolnim tkivom niti ima kratkoročne ili dugoročne sustavne utjecaje. Takav materijal ne postoji te je dokazano da svi materijali u oralnom mediju korodiraju te posljedično dovode do nekog utjecaja na tkivo. Takve tvari mogu direktno oštetiti stanice, uzrokovati proizvodnju upalnih proteina te proizvodnju obrambenih stanica i molekula. Također, ako se uzme u obzir današnja razina shvaćanja složenosti biološkog medija ljudskog tijela izrazito je naivna pretpostavka da uvedeno strano tijelo neće izazvati nikakav odgovor. Većina autora navode kako materijal koji je u kontaktu s biološkim tkivom potiče nespecifičnu apsorpciju proteina koji uzrokuju stvaranje divovskih stanica tipa stranog tijela iz monocita i makrofaga. Takve stanice stvaraju fibroznu avaskularnu kolagenu membranu između materijala i tijela.

Kroz povijest su se, s više ili manje uspjeha, rabili razni materijali u nadomještanju izgubljenog ili oštećenog tvrdog zubnog tkiva. Od najranijih pokušaja uporabe preoblikovanih kostiju, životinjskih zuba i školjaka, do kasnije uporabe raznih

metala, smola i slonovače. Rabili su se materijali koji su bili iskustveno manje ili više inertni i netoksični, dok se često eksperimentiralo direktno na pacijentima s prilično ozbiljnim posljedicama za njihovo zdravlje. Tek u 30-im godinama dvadesetog stoljeća prepoznaje se potreba za kontrolom i reguliranjem materijala koji se rabe u dentalnoj medicini. Američka udruga dentalne medicine (ADA) uspostavlja „Vijeće“ čija je zadaća bila kontrola i izdavanje potvrda odobrenja za primjenu pojedinih materijala. Od tada do danas sve moderne države imaju posebne odbore koji nadziru razvoj, testiranja i prate primjenu dentalnih materijala.

Razvojem tehnologije materijala i suvremenog pristupa liječenju pacijenata inertnost materijala je prestala biti sinonim i ideal za biokompatibilnost. Moderni „pametni“ materijali oblikovani su sa svrhom da izazovu željenu reakciju tkiva, bilo da potiču rast kosti, pospješuju cijeljenje pulpe ili ispuštaju neku terapijsku tvar npr. ione fluora u usnu šupljinu.

Toksičnost je štetni kemijski utjecaj materijala na tkivo te je dugo bila osnovno svojstvo materijala koje se istraživalo prilikom razmišljanja o biokompatibilnosti materijala. Postotak preživljenja stanica u kulturi nakon izlaganja nekom materijalu i vrsta stanične smrti (nekroza ili apoptoza) bio je glavna odrednica biokompatibilnosti.

Suvremena podjela nepoželjnih utjecaja na organizam navodi četiri skupine mogućih reakcija:

- sistemska toksičnost
- lokalne reakcije
- alergijske reakcije
- ostalo.

**Sistemska toksičnost** uzrokovana je ispuštanjem tvari iz materijala postavljenog u usnu šupljinu koje putem probavnog sustava, udisanjem ili direktnom apsorpcijom ulaze u krvotok ili u limfatični sustav. Jednom kada se prošire uzrokuju neželjene učinke na pojedinačne organe, organske sustave ili cjelokupno tijelo. Kakav će biti sustavni odgovor ovisi o četiri glavne odrednice: 1. koncentraciji određene tvari; 2. trajanju izlaganja tijela djelovanju te tvari; 3. stopi, brzini i načinu izlučivanja te tvari iz organizma; 4. koji su organ ili tkivo zahvaćeni. Treba razlikovati akutnu i kroničnu toksičnost. Akutna toksičnost definira se kao nepoželjni učinci koji nastaju nakon oralne ili kožne primjene jedne ili više doza tijekom 24 ili udisanjem tijekom 4 sata. Kronična toksičnost je razvoj nepoželjnih učinaka kao rezultat dugotrajne

izloženosti nekoj tvari ili materijalu. To je iznimno rijetka pojava i sva istraživanja pokazuju nisku vezu između općenitih zdravstvenih problema i dentalnih materijala.

**Lokalne reakcije** događaju se u usnoj šupljini, i to ponajprije na mjestu dodira dentalnog materijala s tkivom i u njihovoj neposrednoj blizini. One su najčešći vid odgovora organizma na strani materijal, stoga su njihovo poznavanje i pravilna dijagnoza važni. Osim fizičkog dodira dentalnog materijala i tkiva problemi mogu nastati i zbog ispuštanja tvari iz materijala. Kvaliteta i svojstva površine kao hrapavost ili poroznost, također uvjetuje odgovor tkiva. Unatoč tomu, svojstvo materijala nije samo po sebi uzrok problema nego je bitno međudjelovanje dentalnog materijala s okolnim tkivom. Hrapava površina fiksno protetičkog rada ili ispuna negativno utječe na adherenciju epitela gingive, promovira nakupljanje plaka, rast bakterija i posljedično uzrokuje nastanak upalne reakcije. Ta ista hrapavost na površini implantata pogoduje oseointegraciju i ostvarivanju kvalitetnije veze između kosti i implantata. Osim upalnih reakcija, na lokalnoj razini može doći do izravne citotoksičnosti materijala što dovodi do nekroze tkiva. Sama prisutnost stranog tijela, pogotovo ako nije prikladno dimenzionirano ili pravilo postavljeno (loš ispun s prevjesom, predugački rub krunice, neprikladna proteza), može mehanički oštetiti meka i tvrda tkiva usne šupljine (slika 3-2).

**Alergijske reakcije** uobičajeno se klasificiraju prema Gellu i Coombsu i podijeljene su u četiri skupine (tablica 3-1). Takva klasifikacija u posljednje je vrijeme dobila protivnike koji osporavaju tako jasno podijeljeni imunosni odgovor domaćina, ali ipak će se i ovdje rabiti jer se kroz ta četiri tipa reakcije najjednostavnije prikazuju moguće obrambene strategije koje tijelo rabi prilikom odgovora na strano tijelo ili infekciju.



**Slika 3-2.** Upala gingive zbog neprikladnog ruba krunice.

**Tablica 3-1.** Klasifikacija i glavna obilježja alergijskih reakcija prema Gellu i Coombsu

TIP	MEHANIZAM NASTANKA
I (trenutna reakcija – anafilaksija)	IgE*-om posredovana
II (citotoksična reakcija)	IgG*-om ili IgM*-om posredovan protutijelo-antigen kompleks uzrokuje citolizu
III (imunokompleksi)	nakupljanje protutijelo-antigen imunokompleksa u tkivu
IV (odgođena reakcija)	ispuštanje citokina posredovano T-stanicama

\*IgE – imunoglobulin E; IgG – imunoglobulin G; IgM – imunoglobulin M



**Slika 3-3.** Alergijska reakcija na nikal iz dentalne legure.

Tip I, II i III su reakcije koje se događaju između antigena i protutijela, dok je tip IV reakcija koja uključuje aktiviranje imunskih stanica (limfociti T). Kad se proučavaju reakcije na dentalne materijale velikom se većinom pojavljuju tip I i IV alergijske reakcije (slika 3-3).

Treba naglasiti da su alergijske reakcije u usnoj šupljini rijetka pojava te da je oralna sluznica vrlo otporna na senzibilizaciju i prodiranje antigena kroz epitel. Testiranja koja se provode *prick* ili *patch* testovima od strane alergologa mogu samo uputiti na potencijalnu alergiju na određenu tvar jer načini imunizacije i odgovora tijela drukčiji su na sluznicama u odnosu na kožu.

**Ostalo** su djelovanja koja se odnose na mutageno ili kancerogeno dje-

lovanje određenog materijala na tkivo. Promjene koje materijali mogu izazvati na staničnoj razini direktnim oštećenjem ili promjenom DNA problem je koji se sve više istražuje prilikom razvoja novih i ispitivanja već rabljenih materijala. Neki materijali uzrokuju promjenu ili oštećenje koji stanični reparatorni mehanizmi uspijevaju ispraviti. Takvi se materijali potencijalno mogu rabiti ako je njihova dobrobit veća od rizika koji nose. Također je potrebno ispitivati njihov dugoročni učinak na jezgru i stanicu jer tijekom vremena zbog raznih čimbenika reparatorni mehanizmi mogu imati smanjeni učinak te su moguća dugoročna oštećenja DNA. Ako dođe do oštećenja DNA koje stanica ne može ispraviti ona može odgovoriti programiranom staničnom smrću – apoptozom. Time negativni učinak oštećenja DNA ostaje vezan samo za tu stanicu. Ako dođe do promjene DNA ili staničnih mehanizama koji uzrokuju nekontrolirano umnožavanje stanica takav utjecaj materijala na tkivo naziva se kancerogenim. Takve su promjene vrlo opasne za ljudsko zdravlje, jer iako imunostni sustav posjeduje obrambene mehanizme za borbu protiv promijenjenih stanica, njihova detekcija i uništenje nisu uvijek uspješni, te takve promjene mogu završiti letalno.

## ISPITIVANJE BIOKOMPATIBILNOSTI

Ispitivanje biokompatibilnosti polazna je točka razvoja novih materijala, ali i kontinuirani proces koji se nastavlja i nakon početne primjene u dentalnoj medicini. Kako je već spomenuto ni jedan materijal nije u potpunosti inertan i bez rizika za primjenu u ljudskom tijelu. Zbog toga ispitivanje biokompatibilnosti počinje procjenjivanjem potencijalnog rizika. Rizik se definira kao združena vjerojatnost pojave štetnog utjecaja i ocjenjivanje njegove ozbiljnosti. Polazna točka u procjenjivanju rizika je podrobno poznavanje sastava materijala te mogućih onečišćenja. Rizik se procjenjuje na nekoliko razina. Analiza rizika proces je u kojem se prikupljaju dostupne informacije o materijalu te izgledni štetni utjecaji na organizam. Slijedi ocjenjivanje/percepcija rizika kada se važe moguća šteta i korist, te kakav je stav/percepcija društva prema prepoznatom riziku. Na kraju dolazi do kontrole i upravljanja prepoznanim rizikom ispitivanjem i certificiranjem materijala prije uporabe na tržištu (ISO 14971). Ispitivanje materijala i prosudba rizika definirani su normama ADA, FDI, ISO i CEN. Kao članice Europske unije u Hrvatskoj vrijede ISO norme koje su usklađene s regulativama EU-a te svaki proizvod koji dolazi na naše tržište treba sadržavati CE znak (slika 3-4). U klasifikaciji medicinskih pomagala (u koju spadaju i dentalni materijali) na snazi su dvije direktive CD 90/385/EEC za aktivna ugrađena medicinska pomagala (AIMDD) i CD 93/42/EEC za medicinska pomagala (MDD). One pokrivaju široki spektar materijala



**Slika 3-4.** Pakiranje dentalnog implantata s jasno obilježenim znakom CE koji potvrđuje odobrenje za primjenu u Europskoj uniji.

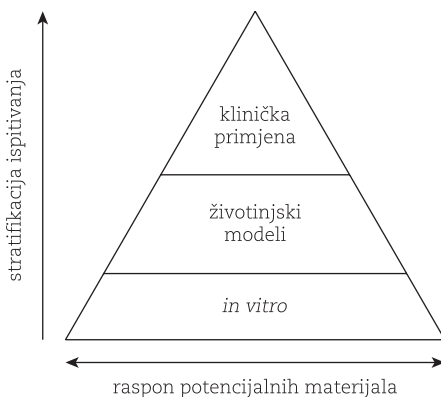
i pomagala koji se rabe u medicini i MDD ih dijeli u 4 klase. Klasa I materijala i pomagala koji ima nizak rizik za uporabu. Tu spadaju npr. dentalni vosak, cinkov oksid s eugenolom privremeni cementi i artikulatori. Klasu IIa označuju srednje nizak rizik kao npr. otisni materijali i materijali za ispune na bazi smola. Klasa IIb. su materijali i instrumenti koji nose srednje visoki rizik kao npr. dentalni amalgam, rendgenski uređaji i intraosealni vijci i pločice. Klasa III su visokorizični materijali i pomagala kao umjetni kukovi i zalisci. Također u klasu III potpadaju i svi AIMDD kao npr. *pacemaker* i defibrilatori. Oko 95 % svih dentalnih materijala svrstano je u prve tri kategorije I, IIa i IIb (tablica 3-2). Detaljnije o regulatornim tijelima, normama i certificiranju pročitajte u poglavlju Norme dentalnih materijala.

Pravilnom procjenom i ocjenjivanjem rizika odmah se odbacuju materijali koji nisu pogodni za primjenu u pacijenata i bez provođenja laboratorijskih i kliničkih ispitivanja. Takav pristup je prihvatljiviji i s ekonomske i s humane strane jer smanjuje potrebu za skupim testovima i smanjuje broj ispitivanja na laboratorijskim životinjama. Kada materijal pokaže pogodna svojstva ispitivanja su stratificirana na tri razine: 1. *in vitro*; 2. životinjski modeli; 3. klinička ispitivanja (slika 3-5).

Ispitivanje *in vitro* osnovni je model testiranja biokompatibilnosti dentalnih materijala. Cilj takvih ispitivanja je simulirati biološki odgovor na materijal koji se unosi u tijelo ili je u vanjskom kontaktu s tkivom. Prva moderna *in vitro* ispitivanja rađena su krajem 60-ih godina prošlog stoljeća i postavila su temelje metodologije testiranja. Temelje se na kulturama stanica koje se namjenski razvijaju u laboratorijima. Takve stanice mogu biti bakterijskog, životinjskog i humanog podrijetla te se može birati vrsta tkiva ovisno o ciljevima ispitivanja (epitelno,

**Tablica 3-2.** Neki od često rabljenih materijala i njihova klasifikacija prema MDD-u

MATERIJAL ILI POMAGALO	KLASIFIKACIJA MDD	DODATNI KOMENTAR
Obrazni luk	Klasa I	n/a
Akrilat	Klasa I	svjetlosno polimerizirajući, za individualne žlice
Pamučna vaterolica	Klasa I	n/a
Gutaperka	Klasa IIa	n/a
Ortodontska bravica	Klasa IIa	keramička, metalna ili plastična
Dentalni implantat	Klasa IIb	n/a
Augmentacijski koštani materijal	Klasa IIb	sintetički ili ksenogeni
Umjetna slina	Klasa III	n/a
Retrakcijski konac	Klasa I	neipregnirani
Retrakcijski konac	Klasa III	impregnirani (adrenalin)

**Slika 3-5.** Prikaz stratifikacija biokompatibilnosti materijala nakon početne procjene rizika.

vezivno ili živčano). Najveća prednost *in vitro* ispitivanja je mogućnost kontrole vrste i okruženja stanica, načina i trajanja kontakta s ispitivanim materijalom te detaljno i precizno mjerenje odgovora tih stanica na materijal.

Ispitivanja analiziraju utjecaj na preživljenje stanice, vrstu citotoksičnosti (nekroza ili apoptoza), očuvanje stanične membrane, utjecaj na metabolizam stanice, njezin rast i potrošnju energije u vidu adenozin-trifosfata (ATP). *In vitro* testovi imaju

i svoja ograničenja. Primjer koji najbolje pokazuje su ispitivanja cinkova oksida s eugenolom cemenata koji se rabe u dentalnoj medicini. Početna *in vitro* ispitivanja pokazala su visoku razinu citotoksičnosti, ponajprije zbog prisutnosti eugenola. Iako je to materijal koji je dugo u kliničkoj primjeni, znakovi tog utjecaja na pacijentima nisu bili vidljivi. Pokazalo se da ispitivanja nisu bila dobro postavljena jer je cement dolazio u direktni kontakt sa stanicama kulture dok u ustima postoji dentinska barijera između cementa i stanica pulpe. Tek prilagodbom ispitivanja i postavljanjem dentinske barijere dobivene izradom pločica dentina iz ekstrahiranih ljudskih zuba između cementa i stanica kulture pokazali su se rezultati koji su bili vidljivi u praksi. Upravo je veliki niz varijabli koje su prisutne u ljudskom tijelu i koje je nemoguće sve prenijeti u *in vitro* istraživanja jedan od velikih nedostataka tog oblika ispitivanja biokompatibilnosti.

Najnoviji način *in vitro* istraživanja su računalni modeli. Iako još u svojim ranim fazama razvoja, takav način ispitivanja temelji se na primjeni poznatih odgovora na molekule i interakcije između tkiva i materijala u predviđanju biokompatibilnosti. Iako još uvijek nemaju kliničku važnost, takav je način ispitivanja ekono-

**Tablica 3-3.** Primjeri *in vitro* testova citotoksičnosti za akutnu sistemsku toksičnost

VRSTA STANICE	NAČIN MJERENJA	MEHANIZAM ISPITIVANJA
BALB/c 3T3 – kultura mišjih fibroblasta	apsorpcija neutralne crvene	preživljenje stanica/citotoksičnost
normalni ljudski keratinociti	apsorpcija neutralne crvene	preživljenje stanica/citotoksičnost
LLC-PK1 kultura stanica proksimalnih tubula bubrega	transepitelni otpor (TER) i parastanična propusnost	očuvanost stanične membrane/oštećenje stanice
MDCK kultura epitelnih stanica bubrega psa	transepitelni otpor (TER) i parastanična propusnost	očuvanost stanične membrane/oštećenje stanice
HepG2 kultura jetrenih stanica (hepatom)	sadržaj proteina	rast stanice
HL-60 kultura ljudskih stanica akutne promijelocitne leukemije	sadržaj adenozin-trifosfata (ATP)	proizvodnja energije i metabolizam stanice
kultura promijenjenih jetrenih stanica	promjena morfologije stanice zbog promjene pH	rast stanice/citotoksičnost



mičan, brz i ponovljiv te će zastupljenost takvih istraživanja i njihov daljnji razvoj napretkom tehnologije zacijelo rasti u sljedećem desetljeću.

Ispitivanja na životinjama važan su, ali i kontroverzan način ispitivanja biokompatibilnosti. Da bi se izbjegla nepotrebna i skupa istraživanja potrebno je dobro „filtriranje“ materijala na prethodnom stupnju – *in vitro*. Ipak životinjski modeli pokazali su se dobri za ispitivanja koja se ne mogu provesti *in vitro*, već zahtijevaju vitalni biološki medij koji je u biološkoj i mehaničkoj funkciji. U istraživanjima se iskorištava široki raspon životinjskih vrsta: miševi, štakori, zečevi, svinje, koze, ovce, psi, mačke, babuni, konji i sl. Također su pojedine vrste pokazale veće sličnosti s ljudskim organizmom ovisno o vrsti materijala i vrsti tkiva s kojim je materijal u kontaktu. Varijable koje se mogu uključivati u takva istraživanja su bezgranične. Etički neprihvatljiva ispitivanja na embrijima ili na mladim jedinkama ljudske vrste, uz obvezna dopuštenja etičkih povjerenstava istraživačkih institucija, moguća su na životinjama. Takva istraživanja daju važne podatke o utjecaju materijala na organizam u svim fazama razvoja ljudskog tijela. Također spol jedinke, prehrana, razina fizičke aktivnosti, genetički status, mjesto i tkivo u kontaktu s materijalom, trajanje dodira s materijalom, funkcionalna opterećenja, programirane bolesti životinja i interakcija materijala u takvim situacijama sve su to čimbenici koji utječu na biokompatibilnost materijala i koje se na taj način mogu testirati. U ispitivanju biokompatibilnosti dentalnih materijala prema normi ISO 7405:2008 preporučuje se iskorištavanje odraslih primata. Nedostatci takvih istraživanja su etičke kontroverzije vezane za korištenje živih bića u ispitivanjima, ali i znanstvena upitnost mogućnosti usporedbe životinjskog modela i ljudskog organizma. Iako su u načelu biološka tkiva jednaka, razlike u odgovoru na gradivni materijal mogu biti značajno velike. Zbog toga su potrebna pažljiva selekcija i prilagodba prilikom odabira životinjskog modela ovisno o željenim ciljevima istraživanja.

Klinička ispitivanja na pacijentima završna su faza testiranja biokompatibilnosti novih dentalnih materijala. Do te faze dolaze samo oni materijali koji su pokazali netoksičnost i dobru integraciju u tkivima u skladu s njihovom predviđenom funkcijom u tijelu. Takva istraživanja zahtijevaju visoku razinu kontrole i nadzora od strane znanstvenih i etičkih odbora nadležnih institucija. Također od izuzetne je važnosti upoznavanje pacijenata koji sudjeluju u istraživanju o svim mogućim nuspojavama koje su predviđene prilikom procjene rizika i koje su zabilježene nakon *in vitro* ispitivanja na životinjskim modelima. Pismeni pristanak na osnovi potpunih informacija svih pacijenata koji sudjeluju u istraživanju potrebno je prikupiti prije početka istraživanja.

Doktoru dentalne medicine na tržištu je dostupan iznimno veliki broj materijala koje može primijeniti prilikom terapije na svojim pacijentima, te je nemoguće u okvirima ovog teksta obraditi sve njih. Dužnost je liječnika da za svaki materijal koji primjenjuje poznaje njegova svojstva, terapijske doze i pravilno ih primjenjuje, te se upozna s kontraindikacijama za njegovu uporabu te potencijalnim komplikacijama ili nuspojavama u terapiji te načinima kako ih ukloniti ili umanjiti.

## Dentalni amalgam

Uporaba legura sastava sličnog dentalnom amalgamu seže još u staru Kinu, dok materijal koji se danas smatra amalgamom svoje korijene vuče iz sredine 19. stoljeća. Tijekom primjene kontroverzije su se vezale za uporabu tog materijala, te su se čak vodili i „amalgamski ratovi“. Ono što je izazivalo dvojbe oko uporabe amalgama je živa koja je njegov sastavni dio. Živa je metal koji je na sobnoj temperaturi u tekućem stanju i u prirodi dolazi u 4 oblika: kao metal ( $\text{Hg}^0$ ), u ionskom obliku ( $\text{Hg}^{2+}$ ), kao dio srebro-živa faze ili kao jedan od mnogih organskih oblika kao metil ili etil živa. Metabolizam žive i njezina ekskrecija uvelike ovise o obliku u kojem se unese. Živa ( $\text{Hg}^0$ ) ulazi u tijelo preko kože ili preko epitela pluća inhalacijom gdje se oko 80 % udahnutih živinih para apsorbira kroz alveole u krvotok. Ingestijom apsorbira žive kroz gastrointestinalni trak je relativno niska te se kreće između 5 – 10 %. Može uzrokovati sistemsku toksičnost, a izloženost visokim dozama žive može oštetiti živčani sustav i bubrege. Živa se iz tijela izlučuje uglavnom preko bubrega. Najosjetljivija na negativno djelovanje žive su djeca i fetusi, i to poglavito njihov živčani sustav. Kronično otrovanje živom manifestira se klasičnim simptomima koji uključuju oštećenje sluha i vida, poremećaje pamćenja, promjene ponašanja, agresivnost te promjene u piramidalnom sustavu koje se manifestiraju tremorima i slabom koordiniranošću. Početni simptomi uključuju opću slabost, gubitak teka i tjelesne mase, poremećaje u spavanju i nervozu. U ekstremnim slučajevima trovanje živom može završiti letalno. U sastavu dentalnih amalgama živa ima značajan udio, do čak 55 %, no ona nije u slobodnom obliku te kao takva kod modernih amalgama ne znači opasnost za pacijentovo zdravlje. Non- $\gamma$ 2 dentalni amalgami unijeli su revoluciju s obzirom na biokompatibilnost amalgama jer je upravo  $\gamma$ 2 faza bila zaslužna za otpuštanje žive iz amalgamskih ispuna. Kapsuliranje i automatsko miješanje amalgama dovelo je do povećanja sigurnosti od dugotrajne izloženosti štetnim utjecajima tog materijala za doktora dentalne medicine i osoblje koje

radi u ordinaciji. Istraživanje Gaya i suradnika pokazalo je povećanu koncentraciju žive u ispitanika koji su imali amalgamske ispune nakon žvakanja gume za žvakanje od onih koji nisu imali amalgamske ispune. Možda najopsežnije i najkvalitetnije istraživanje o otpuštanju žive iz dentalnih amalgama dao je Berglund koji je zabilježio otpuštanje 1,7  $\mu\text{g}$  žive dnevno iz 12 amalgamskih ispuna što je značajno manje od 10 – 20  $\mu\text{g}$  što se uobičajeno unese udisanjem iz zraka, te unosom vode i hrane (ponajviše ribe). Povećanje koncentracije je prolazno i nije imalo dugoročne posljedice za ljudski organizam. Ipak je dana preporuka da se amalgamski ispuni ne uklanjaju ako su s kliničkog stajališta prikladni. Njihovim uklanjanjem dolazi do većeg otpuštanja žive nego što bi taj ispun tijekom svog vijeka uopće ispustio u organizam. Ako je već potrebno ukloniti ispun, preporučuje se uporaba jakih usisnih instrumenata, te idealno koferdama kako bi se smanjila ingestija i poglavito udisanje živinih para. Uporabom koferdama smanjuje se mogućnost nastanka tetovaže sluznica. Tetovaža nastaje kao posljedice ulaska amalgamske prašine koja se djelovanjem rotirajućih instrumenata prilikom brušenja pod velikom brzinom probija kroz sluznicu i ostaje zarobljena ispod epitela (slika 3-6).



**Slika 3-6.** Tetovaža bukalne sluznice nakon brušenja amalgama bez uporabe koferdama.

Europska komisija i Znanstveni odbor za rastuće i novootkrivene zdravstvene rizike naglašava da su još uvijek potrebna daljnja istraživanja neurotoksičnosti žive iz dentalnog amalgama, te učinak genskog polimorfizma koji može utjecati na osjetljivost na njezino djelovanje. Preporučuju izbjegavanje uporabe amalgama u djece i trudnica te razvoj novih alternativnih biokompatibilnih materijala koji bi uspješno zamijenili dentalni amalgam.

## Polimeri

Polimeri koji se rabe u dentalnoj medicini za izradu protetičkih radova većinom su na bazi akrilata poli(metil-metakrilat). Kemijska reakcija spajanja polimera i monomera naziva se polimerizacijom. Može se odvijati pod utjecajem raznih čimbenika. Svjetlosna polimerizacija nastaje pod utjecajem određene valne duljine svjetla. Toplo-tlačna je pod utjecajem povišene temperature i tlaka, dok je autopolimerizacija rezultat kemijskog aktivatora koji pokreće lančanu reakciju polimerizacije. Negativna strana svih oblika polimerizacije je što nikad ne dođe do potpune polimerizacije, tj. što u materijalu uvijek ima zaostatnog monomera. Zaostatni monomer ima potencijal da uzrokuje iritaciju, upalu, te alergijske reakcije na sluznici usne šupljine. Klinički simptomi uključuju ograničeno crvenilo sluznice, erozije u usnoj šupljini te osjećaj pečenja usta i jezika. Utjecaj negativnog djelovanja zaostatnog monomera na tkiva dobro je i klinički dokumentiran, dokazan na životinjskim modelima te prilikom *in vitro* ispitivanja na kulturama stanica epitela sluznice usne šupljine. Ta nepotpuna reakcija polimerizacije najizraženija je kod autopolimerizirajućih materijala dok je najpotpunija polimerizacija kod toplo-tlačne tehnike. Omjer polimera prema monomeru mora biti značajno u korist polimera jer tada dolazi do manje količine zaostatnog monomera u dobivenom materijalu. Važno je naglasiti da se uvijek u obzir mora uzeti preporuka i uputa proizvođača o omjerima polimer/monomer kako bi se postigla optimalna svojstva materijala. Osim same citotoksičnosti zaostatnog monomera, nepotpuna polimerizacija dovodi i do drugih problema biokompatibilnosti polimernih materijala. Poroznost koja je rezultat otpuštanja zaostatnog polimera povećava hrapavost površine takvog materijala te može dovesti do mehaničke iritacije sluznice. Mehanička svojstva tog materijala su lošija zbog poroznosti koja može uzrokovati lom. Porozna, hrapava površina je idealna podloga za rast bakterija i gljivica te često takvi materijali osim direktne iritacije zaostatnim monomerom, koja se s vremenom smanjuje njegovim izlaženjem iz materijala, dovodi i do infekcije i upale sluznice.

## Dentalne legure

Legura je materijal koji se sastoji od dviju ili više komponenti od kojih je barem jedna metal. Uglavnom se u dentalnim legurama nalazi između četiri i šest, a često i više glavnih sastojaka. Ako se toj brojci pridruže još brojni elementi u tragovima i nečistoće, dentalne legure mogu biti sastavljene od čak 25 različitih elemenata iz periodnog sustava elemenata. Sve to zajedno daje zapanjujuću brojku od više od 3000 različitih legura dostupnih na tržištu. Kako su legure tijekom svog vijeka u

konstatnom tijesnom dodiru s tkivima, biokompatibilnost takvih materijala od iznimne je važnosti. Sastav dentalnih legura može se deklarirati dvojako. Može biti napisan kao težinski udio (wt %) koji označuje maseni udio atoma pojedinog elementa unutar neke legure i kao atomski udio (at %), tj. postotak broja atoma nekog elementa unutar iste legure. Češće proizvođači legura deklariraju wt %. Međutim, at % bolja je polazišna točka u interpretaciji biokompatibilnosti materijala jer daje točan broj atoma koji mogu biti ispušteni u tkivo s mogućim neželjenim

**Tablica 3-4.** Prikaz elemenata iz dentalnih legura i njihov potencijalno negativan učinak na ljudsko tijelo na temelju *in vitro* istraživanja

ELEMENT	IONI OBLIK	BIOKOMPATIBILNOST
<b>Nikal</b>	Ni <sup>0</sup>	potencijalno kancerogen
	Ni <sub>2</sub> S <sub>3</sub>	kancerogen
	NiCl <sub>2</sub>	niskomutagen
	NiSO <sub>4</sub>	niskomutagen
<b>Krom</b>	Cr <sup>3+</sup>	citotoksičan
	Cr <sup>6+</sup>	kancerogen
<b>Kobalt</b>	Co <sup>0</sup>	potencijalno kancerogen
	Co <sup>2+</sup>	potencijalno kancerogen
<b>Paladij</b>	Pd <sup>2+</sup>	mutagen*
<b>Berilij</b>	Be <sup>0</sup>	kancerogen
	Be <sup>2+</sup>	kancerogen
<b>Kadmij</b>	Cd <sup>0</sup>	kancerogen
	Cd <sup>2+</sup>	kancerogen
<b>Indij</b>	/	nepoznat
<b>Zlato</b>	/	nepoznat*
<b>Kositar</b>	Sn <sup>2+</sup>	mutagen
	Sn <sup>4+</sup>	nepoznat
<b>Bakar</b>	Cu <sup>2+</sup>	mutagen
<b>Srebro</b>	Ag <sup>1+</sup>	nepoznat
<b>Platina</b>	/	nepoznat*

\*nizak rizik u dentalnim legurama zbog vrlo niske sklonosti koroziji

posljedicama. Razlike između wt % i at % veće su što što su veće razlike u atomskim masama između različitih elemenata koji čine leguru.

Najvažnije svojstvo materijala koje određuje njegovo ponašanje u biološkom mediju je otpornost na koroziju. Sistemska i lokalna toksičnost, alergije te mutagenost i kancerogenost su posljedica otpuštanja elemenata iz legura u ustima pod djelovanjem korozije. Korozija je prirodni proces degradacije materijala. U vlažnom mediju dolazi do otpuštanja elektrona iz atoma legure i stvaranja pozitivno nabitih iona koji se otpuštaju u otopinu. Biokompatibilnost određene legure mjeri se u količini, vrsti atoma koji se otpuštaju, te brzini tog otpuštanja kroz vrijeme. Legure s visokim udjelima plemenitih metala pokazuju višu kemijsku stabilnost te su pogodnije za primjenu u usnoj šupljini. Zbog rastućih cijena zlata, neplemenite legure su sve više u uporabi tako da je danas njihova primjena svakodnevna. Međutim, zbog veće kemijske nestabilnosti takvih legura dolazi i do većeg broja reakcija na pojedine elemente. Iznimka u pogledu korozijske nestabilnosti neplemenitih legura su radovi izrađeni iz komercijalno čistog titana i titanove legure. Nekoliko elemenata iz dentalnih legura poznati su mutageni, a berilij i kadmij imaju kancerogeni učinak u raznim kemijskim oblicima. U tablici 3-4 prikazani su neki od elemenata legura koji korodiraju u usnoj šupljini te njihov mogući utjecaj na tkiva.

## LITERATURA

1. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(2):138-45.
2. Anderson JM. Biological responses to materials. *Annu Rev Mater Sci.* 2001;31(2):81-110.
3. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials.* 12. izd. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012.
4. Autian J. The use of rabbit implants and tissue culture tests for the evaluation of dental materials. *Int Dent J.* 1970;20(3):481-90.
5. Berglund A. Estimation by a 24-hour study of the daily dose of intraoral mercury vapor inhaled after release from dental amalgam. *J Dent Res.* 1990;69(10):1646-51.
6. Council of the European Communities: Council Directive 93/42/EEC of 14 June 1993 concerning medical devices. *Offic J Euro Com L.* 1993;169,1-43. Directive 2007/47 EC-OJ L 247/21.9.2007.
7. Chaves CA, Machado AL, Vergani CE, de Souza RF, Giampaolo ET. Cytotoxicity of denture base and hard chairside relining materials: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012;107(2):114-27.
8. Gay DD, Cox RD, Reinhardt JW. Chewing releases mercury from fillings. *Lancet.* 1979;1(8123):985-6.
9. Gladwin M, Bagby M. *Clinical Aspects of Dental Materials: Theory, Practice, and Cases.* 4. izd. Philadelphia, Baltimore, New York: Wolters Kluwer, Lippincott Williams and Wilkins; 2013.
10. Goiato MC, Freitas E, dos Santos D, de Medeiros R2, Sonogo M. Acrylic resin cytotoxicity for denture base – literature review. *Adv Clin Exp Med.* 2015;24(4):679-86.
11. Gribaldo, L., Gennari, A., Blackburn, K., et al. Acute Toxicity. *Altern. Lab. Anim.* 2005;33 (Suppl. 1):27-34.
12. Grimaudo NJ. Biocompatibility of nickel and cobalt dental alloys. *Gen Dent.* 2001;49(5):498-503.
13. Holder AJ, Kilway KV. Rational design of dental materials using computational chemistry. *Dent Mater.* 2005;21(1):47-55.
14. [https://www.unece.org/fileadmin/DAM/trans/danger/publi/ghs/ghs\\_rev04/English/ST-SG-AC10-30-Rev4e.pdf](https://www.unece.org/fileadmin/DAM/trans/danger/publi/ghs/ghs_rev04/English/ST-SG-AC10-30-Rev4e.pdf)
15. [http://ec.europa.eu/health/scientific\\_committees/emerging/docs/scenihr\\_o\\_046.pdf#page=9 &zoom=auto,-80,784](http://ec.europa.eu/health/scientific_committees/emerging/docs/scenihr_o_046.pdf#page=9 &zoom=auto,-80,784)
16. International Organisation for Standardization. *Dentistry – Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances ISO 22674.* Geneva, Switzerland: ISO;2008.
17. International Organisation for Standardization. *Dentistry – Preclinical evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry – Test methods for dental materials ISO 7405.* Geneva, Switzerland: ISO;1996.

18. International Organisation for Standardization. Medical devices – Application of risk management to medical devices ISO 14971. Geneva, Switzerland: ISO;2007.
19. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003 Aug;90(2):190-3.
20. Kawahara H, Yamagami A, Nakamura M. Biological testing of dental materials by means of tissue culture. *Int Dent J.* 1968;18(2):443-67.
21. Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan MA, Bayramoğlu G, Gökdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil.* 1998;25(10):800-8.
22. Leirskar J, Helgeland K. A methodologic study of the effect of dental materials on growth and adhesion of animal cells in vitro. *Scand J Dent Res.* 1972;80(2):120-33.
23. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent* 1983; 11(1):80-8.
24. 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(10):871-7.
25. Molin M, Bergman B, Marklund SL, i sur. Mercury, selenium, and glutathione peroxidase before and after amalgam removal in man. *Acta Odontol Scand.* 1990;48(3):189-202.
26. Ratner BD, Bryant SJ. Biomaterials: where we have been and where we are going. *Annu Rev Biomed Eng.* 2004;6(1):41-75.
27. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Biocompatibility of dental materials. 1. izd. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2009.
28. Schweikl H, Schmalz G, Gottke C. Mutagenic activity of various dentine bonding agents. *Biomaterials.* 1996;17(14):1451-6.
29. Wataha JC. Predicting clinical biological responses to dental materials. *Dent Mater.* 2012;28(1):23-40.
30. Williams D F. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials.* 2008;29(20):2941-53.



## 4. POGLAVLJE

---

# Norme dentalnih materijala

Domagoj Glavina

*Norma se može definirati kao dokument koji čini skup propisa koji definiraju svojstva materijala, opreme, instrumenata, postupaka i nazivlja općenito u svim područjima života te tako i u dentalnoj medicini. Velika je uloga i važnost normizacije za osiguravanje visoke razine kvalitete svih terapijskih i kozmetičkih postupaka u dentalnoj medicini. Primjena normi omogućuje procjenu i usporedbu kvalitete materijala, instrumenata, aparature te postupaka. Norma propisuje minimalne uvjete koje mora zadovoljavati svaki proizvod za pristup tržištu. Svrha je normizacije omogućiti socijalnu, ekonomsku te tehnološku korist za društvo. Certifikacija određenog proizvoda ili postupka znači verifikaciju sukladnosti s normom i nužna je za pristup tržištu. Ona je potvrda korisniku da je proizvod odgovarajuće kvalitete. Najčešće rabljene norme su ISO norme te norme Europske unije (EU norme).*

Definiranjem normi korisnici (pacijenti) su sigurni da dobivaju proizvode (materijale, uređaje, instrumente) i postupke koji su pouzdani i visoke kvalitete te koji su prošli provjeru prije pojave na tržištu. Deklarirana svojstva materijala se mogu lako provjeriti te se potiče veća kvaliteta proizvoda i transfer tehnologije u industriji. Normizacija osigurava da svakodnevne inovacije na polju razvoja materijala, instrumenata, opreme i postupaka budu što je moguće manje rizične za pacijenta (korisnika).

Norme su važne i za proizvođače, one čine temelj za usporedbu različitih proizvoda te uspostavljaju konzistentnu terminologiju u smislu točnog definiranja mjernih jedinica, postupaka testiranja te minimalnih svojstava potrebnih za pristup tržištu. Na taj se način potiče prilagodba proizvoda sustavu i smanjuje varijabilnost kvalitete. Postojanje dokumenta o normi od strateške je važnosti i pomoći tvrtkama da poboljšaju učinkovitost poslovanja, povećaju produktivnost i budu prisutne na što je većem broju tržišta, a time i povećaju dostupnost potrebnih proizvoda i usluga. Normizacija omogućuje i smanjenje troškova pro-

izvodnje i distribucije, a visokom kvalitetom i poboljšanje zadovoljstva kupaca i korisnika usluga. Također, normizacija omogućuje tzv. zeleni pristup, tj. očuvanje i brigu za okoliš, energetska učinkovitost i smanjenje negativnih i toksičnih utjecaja.

S obzirom na to da se međunarodne norme donose na temelju ekspertize međunarodnih stručnjaka i iskustva, one su i izvor podataka za donošenje različitih politika na razini državne uprave (vlade, parlamenta) i uključivanje istih u zakonske propise. Integriranjem međunarodnih normi u zakonsku regulativu izvoza i uvoza omogućuje se uključivanje nacionalnih ekonomija u svjetsko tržište i olakšava protok roba, usluga i tehnologija između različitih zemalja.

## CERTIFICIRANJE

Certifikacija određenog proizvoda ili postupka jest verifikacija sukladnosti s normom i nužna je za pristup tržištu. Ona je potvrda korisniku da je proizvod odgovarajuće kvalitete. Provedba certifikacije uređena je zakonskim propisima svake pojedine zemlje i može se provoditi samostalno ili se može priznati certifikat treće strane. U Hrvatskoj kao članici Europske unije vrijedi certifikat na razini EU-a. Hrvatski zavod za norme (HZN) je tijelo koje provodi normizaciju i certificiranje u Hrvatskoj. Većina normi koje primjenjuje HZN donesena je u sukladnosti sa ISO normama te EU direktivama. Cilj je certificiranja osigurati uniformnost proizvoda, olakšati trgovinu, omogućiti sigurne i učinkovite proizvode te zaštititi zdravlje pacijenata. Certifikat potvrđuje da proizvod ili usluga identificiraju i slijede zahtjeve norme u pogledu fizikalnih i kemijskih svojstava materijala koji osiguravaju zadovoljavajuće kliničko ponašanje ako se materijal pravilno primjenjuje.

## POVIJEST RAZVOJA MATERIJALA I NORMIZACIJE

Sumerski tekst datiran oko 5000 god. pr. Kr. prvi put opisuje „crve u zubu“ kao uzrok zubnog karijesa. Najraniji zapisi o uporabi različitih materijala za nadoknadu i liječenje zubnih tkiva sežu u 4500 – 4000 god. pr. Kr. kada se u spisima Feničana i Etruščana opisuju zlatne protetičke strukture i konstrukcije. Kasnije, slične protetičke konstrukcije opisuju i stari Grci i Rimljani. Zanimljivo je da se slični materijali (zlato) rabe još i danas. Zlato se smatra najstarijim materijalom. Rabili su ga također i stari Babilonci, Asirci i Egipćani. Natpis na grobu He-

sy-Re, egipatskog pisara, umrlog 2600. god. Kr. opisuje ga kao „najvećeg od onih koji su se bavili zubima i od liječnika“. Toga egipatskog pisara smatra se prvim doktorom dentalne medicine. Tekst zapisan u papirusu Ebers, 1700. – 1550. god. pr. Kr. opisuje bolesti zuba i različite lijekove protiv zubobolje. Feničani, najbolji metalurzi starog vijeka već su oko 900. god. pr. Kr. poznavali čelik te izrađivali komplicirane konstrukcije. Zubne nadomjestke izrađivali su umjetnici i kovači. Etrušćani i Rimljani oko 700. – 500. pr. Kr. izrađuju zlatne krunice i mostove dok Feničani kao nadomjestak rabe humane ili životinjske zube koje su fiksirali zlatnom žicom. Prve konstrukcije dentalnih instrumenata, zubnih kliješta te nekih drugih instrumenata i opisi tehnika ekstrakcije zuba pronašle su se kod Hipokrata i Aristotela 450 god. pr. Kr. Također pišu o dentalnoj medicini, o erupciji zuba, liječenju karijesa i bolesti parodontalnih tkiva kao i o imobilizaciji pomičnih zuba žicom. U starom vijeku izrada ispuna za liječenje zuba nije bila široko primjenjivana. Zapisi rimskoga pisca Celsusa (1. st. pr. Kr.) u Kompendiju o medicini i oralnoj higijeni govore o stabilizaciji pomičnih zuba, frakturama čeljusti, a preporučuju i lijekove protiv zubobolje te preporuku da se prije vađenja zub napuni predivom ili olovom. To se smatra početkom terapije zubnog karijesa. Tijekom srednjeg vijeka bilježi se mali napredak u tehnološkom i metalurškom razvoju materijala i terapijskih postupaka. Bilježi se pomak od izrade zubnih nadomjestaka ka konzervativnijem pristupu i liječenju zuba. U razdoblju 1116. – 1289. god. osnivaju se medicinski fakulteti u Bologni, Oxfordu, Parizu i Montpellieru. Izumom tiskarskog stroja počinju se pojavljivati prve knjige o dentalnoj medicini kao samostalnoj disciplini, odvojenoj od medicine. Prvom se smatra knjiga iz 1530. god. Artzney Buchlein-a („Mala medicinska knjiga za sve vrste bolesti i liječenja zuba“) te knjiga Waltera Hermana Ryffa 1548. god (pamflet: „Korisne instrukcije o načinu kako ostati zdrav, očuvati i poboljšati oči i vid. Uz dodatne instrukcije kako očuvati usta svježim, zube čistim a desni čvrstim“).

U povelji *Magna Charta Libertatum* (Velika povelja sloboda) izdanoj od engleskog kralja Ivana bez Zemlje 1215. godine, nakon sukoba Ivana bez Zemlje s plemstvom, koja čini temelj engleske ustavnosti spominje se normizacija mjera za tkanine, vino i težinu u Engleskom kraljevstvu u točki 35: „U cijelom će kraljevstvu važiti jedinstvene mjere za vino, pivo i žito (Londonska četvrtina). Također će biti normirane širine za obojene tkanine, *russet* i *haberject*, naime dva lakta između rubova (koji se ne paraju) sukna. Također će i mjere za težinu biti jedinstvene.“ Vidljivo je da su težnje za definiranim svojstvima različitih roba koje će olakšavati trgovinu bile prisutne još u srednjem vijeku.

Johannes Arculanus iz Bologne te Giovanni de Vigo su 1480 god. opisivali ekskavaciju karijesne lezije i ispun zlatnim listićima. Zlatni listići su rabljeni na dalekom istoku, rabili su ih stari Grci, Egipćani i Židovi. Zanimljivo je napomenuti da je tehnologija izrade zlatnih listića onoga doba i danas gotovo ista. Još Theophilus u 7. st. opisuje postupak ulaganja i lijevanja primjenom voštanog modela. Za topljenje zlata rabio je bakreni acetat, kalijev nitrat i boraks. Istu tehniku primjenjuje Plinije u Rimu i mnogo kasnije, 1558. god. Benvenuto Cellini u Firenci. Ambroise Parré 1562. god. rabi umjetne zube izrađene od slonovače i kosti dok eugenol u dentalnu medicinu uvodi Riviere 1589. U srednjem vijeku dentalna medicina bila je više umjetnost nego znanost. Voštane modele u zubnoj protetici primjenjuje oko 1700 god. Matthaeus Gottfried Purman.

Temeljno djelo moderne dentalne medicine jest knjiga Pierre Foucharda izdana 1728. godine *Chirurgien Dentiste ou Traité des Dents* gdje su opisani materijali i tehnike toga doba primjenjivane za kirurške i protetičke postupke. Claude Mouton je 1746. god. izdao prvu knjigu koja opisuje postupke dentalne tehnike i izrade metalne krunice *Essay d'odontotechnie, ou dissertation sur les dents artificielles*. Nicolas Dubois de Chemant 1788. god. izrađuje prvu keramičku totalnu protezu. Keramičke krunice opisuju se 1789. god., a kvačice za retenciju proteza 1796. god. Dvadeset šest nijansi boja keramike na temelju metalnih oksida opisuje Guiseppangelo Fomici 1806. – 1808. god. Dentalni amalgam (srebro i živa) opisuje Taveau 1826. god. Europske zemlje, prije svega Francuska i Italija bile su vodeće u znanstvenom i umjetničkom razvoju toga vremena te su također imale i vodeću ulogu u razvoju dentalne medicine. Wooferdale (New York) 1767. god. uvodi primjenu zlatnih listića za izradu *inlaya*, čime se centar razvoja dentalnih materijala seli u SAD. Tako 1805. god. Edward Hudson rabi zlatne štapiće za punjenje endodontskih kanala, a braća Crawcour 1833. god. uvode amalgam kao materijal za ispune. Industrijska proizvodnja zlatnih listića za ispune i *inlaye* započela je 1812. god. u Hardfordu u Connecticutu. Tvornicu je osnovao Marens Bull, a kasnije je poznata pod nazivom *J.M. Ney Company* i bila je najvažnija kompanija za proizvodnju zlatnih elemenata u SAD-u. Godine 1839. utemeljena je prva publikacija *The American Journal of Dental Science*, a samo godinu dana kasnije, 1840. osnovana je prva nacionalna udruga *American Society of Dental Surgeons* te prvi Stomatološki fakultet, *Baltimore College of Dental Surgery*. U razdoblju 1839. – 1884. god. bilježi se pojava 44 strukovna časopisa te 103 udruge. To je doba značajnog razvoja fizike, kemije i medicine što ima utjecaj i na razvoj dentalne medicine. Godine 1844. osnovana je kompanija *SS White Dental Manufacturing Company* za proizvodnju porculanskih zubi, koja će

kasnije uz *J.M. New Company* biti najznačajnija kompanija dentalne industrije u SAD-u pa i u svijetu. Prve sumnje u toksičnost amalgama pojavile su se 1840. god. što je utjecalo na razvoj legure i dodatak bakra 1844. te dodatak kositra 1855. god. (Elisha Towsend). Legura platinskog zlata (3/4 zlato i 1/4 platina) počela se primjenjivati 1847. god. Počinje također i značajan razvoj endodonticije i restaurativne dentalne medicine. Otkriće gutaperke 1842. god. u Indiji omogućuje njezinu primjenu već 1847. god. za punjenje korijenskih kanala (pomiješana s kloroformom – Kloroperka), a nešto kasnije (1883.) i otopljena u eukaliptolu. U isto vrijeme preporučuje se gutaperka pomiješana s cinkovim oksidom za ispune (Asa Hill). Nelson Goodyear 1851. počinje proizvodnju vulkanita (tvrda guma dobivena suhom vulkanizacijom gume, postupkom istodobna zajedničkoga grijanja kaučuka, sumpora i bijeloga grafita) od kojega su se izrađivale baze proteza sve do pojave akrilatnih materijala. Koferdam se uvodi u praksu 1864. god., a koljičnik 1858. god. U razdoblju 1858. – 1907. bilježi se značajan napredak u preciznosti izrade zlatnih *inlaya* (Aguilhon de Saran – Paris i W.H. Taggart – Chicago). G.V. Black 1891. god. objavljuje svoje radove o preparaciji kaviteta koje slijede mehanička svojstva materijala toga doba (prije svega amalgama) te precizna mjerenja dimenzijskih promjena amalgamske legure (1895.). Na polju dentalne tehnike također se bilježi napredak, Levitt Ellsworth Custer 1894. god. počinje rabiti električnu peć za keramiku. Njemački kemičar Alfred Einhorn proizvodi lokalni anestetik Procain 1905.

Nakon 1900. god. počinje laboratorijsko testiranje mehaničkih i fizikalnih svojstava dentalnih materijala u svrhu prepoznavanja i uklanjanja nedostataka. Pojavljuje se i potreba kontrole biološke i kliničke učinkovitosti dentalnih materijala. Tako 1919. vlada i vojska SAD-a traži od Nacionalnog ureda za norme SAD-a (danas poznat kao NIST) izradu specifikacija za selekciju dentalnog amalgama za primjenu u javnom zdravstvu i vojsci SAD-a. Wilmer Souder je vodio zatraženo istraživanje što je rezultiralo izvješćem podnesenim 1920. Na temelju podnesenog izvješća slijedila su istraživanja i izrade specifikacija i za druge materijale, poput zlata, legura, materijala za ulaganje itd. Unutar Nacionalnog ureda za norme SAD-a ustanovljen je istraživački laboratorij gdje je dr. Sauder radio. Rezultat rada prezentiran je 1928. god. u opširnom izvješću za Američku stomatološku udrugu (ADA) o svim testiranim kategorijama materijala. U izvješću su navedena izmjerena klinički značajna fizikalna i kemijska svojstva dentalnih materijala. Slijedi intenzivan razvoj novih materijala, instrumenata i postupaka testiranja kao i izrada specifikacija za njihovu uporabu u mnogim slučajevima.

## ADA NORME (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION)

Američka udruga dentalne medicine osnovana je 1859. god. u Niagara Falls, New York, na sastanku 26 doktora dentalne medicine kao profesionalna udruga sastavljena od predstavnika svih američkih država. Godine 1966. ustanovljen je ADA Vijeće za dentalne materijale (mijenja naziv 1979. god u *Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment* i kasnije postaje *Council on Scientific Affairs*) koji nadzire razvoj normi i certificiranje proizvoda. Sve norme za Američko tržište razvijaju se i odobravaju pod okriljem *ADA Standards Committee on Dental Products* te se nakon toga prihvaćaju u *ADA Council on Scientific Affairs*. Sve prihvaćene norme prosljeđuju se na odobravanje u *American National Standards Institute* i postaje američka nacionalna norma. Donesene norme se šalju na potvrdu i usvajanje u Međunarodnu organizaciju za norme (ISO) i tako postaju međunarodne norme.

Norme postavljaju zahtjeve u pogledu fizikalnih i kemijskih svojstava materijala koji osiguravaju zadovoljavajuće kliničko ponašanje. ADA također izdaje certifikat za svaki materijal, opremu ili postupak prisutan na tržištu SAD-u.

## MEĐUNARODNA FEDERACIJA DENTALNE MEDICINE (FDI)

Međunarodna federacija dentalne medicine osnovana je 1900. god. u Parizu pod vodstvom dr. Charlesa Godona s ciljem organizacije redovitih kongresa u svrhu napretka znanosti i umjetnosti dentalne medicine te usmjerivanja rasprave na teme poput dentalne edukacije, oralne higijene i javnog dentalnog zdravlja. Danas je u FDI učlanjeno više od milijun doktora dentalne medicine. FDI predstavlja glavno predstavničko tijelo za razvoj dentalne zdravstvene politike i programa kontinuirane edukacije i predstavlja dentalnu medicinu na međunarodnoj razini. Također, FDI sudjeluje u razvoju i implementaciji oralno-preventivnih programa u cijelom svijetu. Jedan od ciljeva FDI-ja je i postizanje jednake kvalitete proizvoda, smanjivanje trgovačkih zapreka te postizanje lake dostupnosti sigurnih i učinkovitih dentalnih proizvoda svuda u svijetu. Sukladno navedenim ciljevima, 1953. god. FDI osniva povjerenstvo za istraživanje koje razmatra mogućnost izrade međunarodnih specifikacija za dentalne materijale. Stalno posebno povjerenstvo od 15 članova osnovano je 1964. god. za izradu specifikacija za dentalne materijale, instrumente, opremu i lijekove. Od 15 članova, 5 je predstavnika dentalne industrije.

Suradnja između FDI-ja i Međunarodne organizacije za norme (ISO) počinje 1958. god. kada na zahtjev FDI-ja, ISO priznaje donesene FDI specifikacije (devet specifikacija) za dentalne materijale kao međunarodne (ISO) norme. Pri međunarodnoj organizaciji za normizaciju osniva se tehnički odbor za dentalnu medicinu (ISO/TC106) koja sudjeluje u prihvatu specifikacija. Tijekom restrukturiranja FDI (1979. – 1980. god.) broj se članova odbora za dentalne materijale, instrumente, opremu i lijekove smanjuje na 8 i restrukturira u odbor za dentalne proizvode. Ta se suradnja nastavlja do danas kada se formiraju i zajedničke radne skupine kako bi se olakšao rad na unaprjeđenju postojećih i izradu novih normi za dentalne materijale, opremu i postupke.

## MEĐUNARODNA ORGANIZACIJA ZA NORMIZACIJU (ISO)

Međunarodna organizacija za normizaciju (ISO) osnovana je 1947. god. kao neovisna, nevladina organizacija s ciljem olakšavanja međunarodne koordinacije i unificiranja industrijskih normi. Prihvaćeni dokumenti o različitim normama objavljeni su kao ISO međunarodna norma. U osnivanju su sudjelovali delegati iz 25 država. Danas organizacija broji 163 države članice (119 punopravnih članova i 39 članova promatrača) koje predstavljaju nacionalne organizacije za normizaciju. Glavno tajništvo se nalazi u Genevi, Švicarska. Procedura pripreme ili nadopune normi odvija se u 3368 tehničkih povjerenstava koja sudjeluju u donošenju normi. Rad se odvija u ekspertnim skupinama sastavljenim od članova iz cijelog svijeta koji odluke donose konsenzusom. Dosad je ISO objavio 19.500 međunarodnih normi koje se tiču gotovo svake vrste industrijske proizvodnje, od tehnologije, sigurnosti hrane, poljoprivrede do zdravstva. Suradnjom s međunarodnom federacijom za dentalnu medicinu 1966. god. osnovano je tehničko povjerenstvo za dentalnu medicinu koje je prihvatilo specifikacije FDI-ja kao međunarodnu normu. Dosad su prihvaćene 172 norme koje se tiču dentalne medicine. Službeni jezici su engleski, francuski i ruski.

## NAČELA RAZVOJA I DONOŠENJA NORMI

**ISO norme nastaju iz potreba tržišta.** ISO ne odlučuje o potrebi razvoja nove norme, nego odgovara na zahtjev industrije ili neke druge zainteresirane strane, npr. potrošačkih skupina.

Uobičajen postupak započinje inicijativom industrijskog sektora ili interesne skupine koja izrazi potrebu za normom svojoj nacionalnoj članici ISO-a koja kontaktira ISO.

**ISO norme se temelje na globalnom mišljenju eksperata.** Norme se razvijaju uz pomoć skupina eksperata iz cijelog svijeta koje su dio veće skupine, tehničkog povjerenstva. Eksperti raspravljaju o svim aspektima buduće norme, uključujući djelokrug, ključne definicije i sadržaj norme.

**ISO norme se razvijaju kroz suradnju svih zainteresiranih strana.** Sastav tehničkog povjerenstva uključuje eksperte ne samo iz relevantne industrije već i udruge potrošača, sveučilišta, nevladinih organizacija i vlade.

**ISO norme temelje se na konsenzusu.** Proces razvoja normi temeljen je na konsenzusu svih zainteresiranih strana i primjedbe svih uključenih strana uzimaju se u obzir.

Faze donošenja normi su:

1. Prijedlog – utvrđivanje potrebe za donošenjem norme;
2. Priprema – radna skupina priprema okvirni prijedlog;
3. Odbor – nije nužno; okvirni prijedlog daje se na uvid članovima odbora;
4. Istražna faza – okvirni prijedlog podnosi se glavnom tajništvu ISO-a i šalje svim članicama na glasanje i komentar. Nova norma je prihvaćena ako ima potporu 2/3 punopravnih članova;
5. Faza odobravanja – ako je okvirni prijedlog značajno promijenjen zbog primjedbi, nakon revizije, konačni okvirni prijedlog se podnosi glavnom tajništvu ISO-a, koje ga dostavlja članicama na glasanje. Nova norma je prihvaćena ako ima potporu 2/3 punopravnih članova;
6. Faza javnosti – glavno tajništvo objavljuje konačni dokument kao Međunarodnu normu.



## ISO/TC106 – PODRUČJE RADA I ORGANIZACIJA

Područje rada tehničkog odbora ISO/TC106 označuje normizaciju terminologije, postupaka testiranja i specifikacija materijala, instrumenata, naprava i opreme koja se rabi u svim područjima dentalne medicine. Odbor ima glavno tajništvo smješteno u Velikoj Britaniji te 7 aktivnih podtajništva:

1. materijali za ispune (Kanada)
2. protetički materijali (SAD)
3. terminologija (Francuska)
4. instrumenti (Njemačka)
5. oprema (Francuska)
6. manualne zubne četkice (UK)
7. implantati (Njemačka)
8. dentalni CAD/CAM sustavi (Japan)
9. radna skupina ISO/TC106/WG 10 – Biološka evaluacija (Kanada)

## NORME EUROPSKE UNIJE (EU NORME)

Norme koje vrijede u području Europske unije (ESS) donosi Europsko povjerenstvo za normizaciju (CEN), Europsko povjerenstvo za elektrotehničku normizaciju (CENELEC) te Europski institut za norme u telekomunikacijama (ETSI). Članovi Europskog odbora za normizaciju su sve zemlje Europske unije (33 članice), Bivša Jugoslavenska Republika Makedonija, Turska te zemlje pridružene kroz Europsku organizaciju slobodne trgovine (EFTA), Island, Norveška i Švicarska. Pravni okvir za djelovanje ustanovljen je u dokumentu *EU Regulation 1025/2012.*, koji je stupio na snagu 1.1.2013. Sustav normizacije temeljen je na nacionalnim tijelima u svakoj zemlji sudionici. Norme se donose u suradnji svih članova, poslovne zajednice, industrije i ostalih zainteresiranih strana. Obveza je CEN nacionalnih članica primjenjivati Europske norme kao nacionalne norme. Također CEN podupire i blisko surađuje s ISO organizacijom, a sam okvir suradnje je ustanovljen Bečkim sporazumom. Europsko povjerenstvo za normizaciju ima važnu ulogu u razvoju i očuvanju jedinstvenog europskog tržišta, ono pomaže stvaranju uvjeta za povećanje trgovine i ekonomskog rasta. Činjenica da je svaka europska norma prihvaćena u cijeloj Europi znači da ona automatski postaje nacionalna norma u svim članicama Europske unije (33 zemlje). Mnoge europske norme, uključujući oko jedne trećine svih normi izdanih od strane CEN-a identične su sa ISO normama. Od 1990. god. doneseno

je više od 135 europskih normi koji se tiču dentalne medicine, materijala, opreme i instrumentarija. Donesene norme su sukladne zahtjevima Direktive o medicinskim napravama 93/42/ECC (MDD) donesene 14. 6. 1993. Smatra se da je broj doktora dentalne medicine u Europi oko 264.000, broj dentalnih tehničara oko 156.000 te broj dentalnih higijeničara oko 21.000, te je vidljivo da je tržište dentalnim proizvodima relativno malo, ali zbog svojega karaktera ima visoku dodanu vrijednost.

## STRUKTURA EUROPSKOG POVJERENSTVA ZA NORMIZACIJU (CEN, GENELEC)

Radom CEN-a upravlja CEN-ov tehnički odbor koji je odgovoran za provedbu CEN-ova programa rada. Norme pripremaju tehnički odbori (TC) u svakom području djelovanja. Unutar tehničkog odbora mogu se ustanoviti i pododbori u slučaju velikog radnog programa. Unutar svakog tehničkog odbora/pododbora formiraju se radne skupine i radionice koje su sastavljene od eksperata i čijim radom se donose prijedlozi normi. Radionice su osobito važne u slučaju tehnologija koje se brzo mijenjaju i zahtijevaju brzo donošenje specifikacija ili rezultata istraživanja. U strukturi CEN-a postoji 420 tehničkih odbora, 55 pododbora, 1620 radnih skupina te 34 radionice, što ukupno čini 454 različita radna tijela koja sudjeluju u donošenju normi.

## STRUKTURA TEHNIČKOG ODBORA ZA DENTALNU MEDICINU (CEN/TC 55)

Za dentalnu medicinu je utemeljen tehnički odbor CEN/TC 55 koji ima zadaću provedbu normizacije terminologije, postupaka testiranja i donošenje specifikacija primjenjivih za materijale, instrumente, naprave i opremu koja se primjenjuje u svim područjima dentalne medicine. Povjerenstvo je ustanovljeno 1973. god. sa zadaćom da pridonosi javnom zdravstvu razvojem dentalnih normi.

Proizvođači putem sukladnosti s normama deklariraju da su njihovi medicinski proizvodi koji se rabe u dentalnoj medicini sigurni i spremni za primjenu sukladno svrsi.

Unutar CEN/TC 55 djeluje 6 radnih skupina: za klasifikaciju (CEN/TC 55/WG 3), pretkliničku biološku evaluaciju i testiranje (CEN/TC 55/WG 4), nomenklaturu i sustav kodiranja medicinskih naprava koje se rabe u dentalnoj medicini (CEN/TC 55/WG 5), dentalne legure (CEN/TC 55/WG 6), odbor za upravu (CEN/TC 55/WG 7) te radna skupina za procjenu profesionalnog rizika povezanog s dentalnim materijalima (CEN/TC 55/WG 8).

## POSTUPAK RAZVOJA EUROPSKE NORME

Za razvoj svake norme primjenjuje se sustav mandata kojima Europska komisija (EC) i tajništvo Europske organizacije slobodne trgovine (EFTA) zatraže od europskih organizacija za normizaciju razvoj i usvajanje europskih normi kao potporu europskim politikama i zakonodavstvu. Mehanizam djelovanja je sljedeći:

1. Europski odbor šalje privremeni prijedlog mandata CEN-u;
2. tekst pregledava relevantno tijelo unutar CEN-a (tehnički odbor);
3. CEN daje primjedbe europskom odboru i predlaže modifikacije teksta (sa pojašnjenjima);
4. prijedlog mandata se upućuje Stalnom odboru za primjenu procedura opisanih u direktivi 98/34/EC (Directive 98/34/EC) čime se osigurava javna rasprava u nacionalnim tijelima i nacionalnim tijelima za normizaciju u zemljama članicama;
5. mandat se podnosi CEN-u i pregledava ga relevantno tehničko tijelo;
6. CEN-ov tehnički odbor odlučuje o prihvatanju mandata (s ograničenjem ili bez njega) uzimajući u obzir gledišta relevantnoga tehničkog tijela unutar CEN-a;
7. po donošenju odluke CEN informira Europsku komisiju.

U slučaju prihvatanja mandata relevantnim tehničkim tijelima unutar Europskog odbora za normizaciju povjerava se očekivani rad na razvoju normi.

## CE ZNAK

CE znak potvrđuje da je proizvod sukladan sa zakonskim propisima EU-a i obvezan je za sve proizvode koji se nalaze na tržištu EU-a. Proizvodima s tim znakom omogućeno je slobodno kretanje unutar EU tržišta bez obzira na to jesu li proizvedeni u Europskom ekonomskom području (EEA), Turskoj ili nekoj drugoj zemlji. Europsko ekonomsko područje čine zemlje članice EU-a i neke zemlje članice EFTA-e, Island, Norveška i Lihtenštajn. Dokument o regulaciji br. 765/2008 donosi opća načela koji se odnose na CE znak dok odluka br. 768/2008/EC donosi pravila i postupak za primjenu načela. EU-ovo regulatorno tijelo provodi evaluaciju sukladnosti materijala, opreme i instrumentarija s normom. Ipak, certificiranje je odgovornost proizvođača ili tvrtke koja proizvod želi staviti na tržište. Sam postupak može se provesti na tri načina:

- Dovoljna je deklaracija proizvođača praćena relevantnim tehničkim ispitivanjem i dokumentacijom da proizvod odgovara zakonskim propisima i normama. Proizvođač sam provodi sve potrebne kontrole i provjere, ustanovljava tehničku dokumentaciju i osigurava sukladnost proizvodnog procesa sa zakonskim normama.
- Procjenu sukladnosti provodi akreditirano tijelo unutar proizvođačke organizacijske strukture. To akreditirano tijelo ne može imati druge aktivnosti osim procjene sukladnosti i mora biti neovisno o svakoj komercijalnoj, projektnoj i proizvođačkoj djelatnosti i osobnosti. Tijekom postupka akreditacije to tijelo mora dokazati iste tehničke kompetencije i nepristranost kao i vanjska tijela za procjenu sukladnosti propisima EU-a.
- Zakonodavac također može smatrati potrebnim uključivanje vanjske organizacije za procjenu sukladnosti. Takvo tijelo mora biti nepristrano i potpuno neovisno o organizaciji ili proizvodu koji procjenjuje.

Nakon provedene evaluacije stavljanjem oznake CE i potpisivanjem deklaracije o sukladnosti proizvođač objavljuje da su zahtjevi svih primjenjivih direktiva udovoljeni, Regulatorno tijelo izdaje potvrdu s identifikacijskim brojem. Nakon toga, proizvod je spreman za stavljanje na tržište.

## LITERATURA

1. American Dental Association. [www.ada.org](http://www.ada.org). 2015.
2. Bishop EM. Measuring, testing, inventing and developing: fifty years of dental research at the National Bureau of Standards. *JADA*. 1969;79(6):1300-10.
3. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11. izd. Mosby Inc, St.Louis, 2002.
4. European Committee for Standardisation. [www.cen.eu](http://www.cen.eu). 2015.
4. FDI World Dental Federation. [www.fdiworldental.org](http://www.fdiworldental.org).2015.
5. Guerini, Vincenzo. A History of Dentistry from the Most Ancient Times Until the End of the Eighteenth Century. 1909. Reprint. London: Forgotten Books, 2013.
6. International Organisation for Standardization. [www.iso.org](http://www.iso.org). 2015.
7. ISO International Standards. Today's state-of-the-art global solutions for CEOs. ISO, Geneva, 2015.
8. Jones DW. International dental standards. *BDJ*. 2007;203(6):361-9.
9. Jones DW. Dental standards: fifty years of development. *BDJ*. 2012;213(6): 293-7.
10. Stanford JW. Importance of international standardisation of dental products. *J Dent Res*. 1987;66:1782.
11. Tyas MJ. International standards: why do we need them. *Dent Mater J*. 2009;28(1):57-61.
12. Wilson NH. The evaluation of materials: relationships between laboratory investigations and clinical studies. *Operative Dent*. 1990;15(4):149-55.





# Materijali u preventivnoj dentalnoj medicini

5.	Sredstva za prevenciju karijesa	
	Domagoj Glavina .....	80

## 5. POGLAVLJE

---

# Sredstva za prevenciju karijesa

Domagoj Glavina

*Prevencija nastanka karijesne lezije postiže se na nekoliko načina: promjenom prehrambenih navika, redovitim održavanjem oralne higijene, uporabom različitih kemijskih sredstava za prevenciju plaka i mineralizaciju zubnih naslaga (zubni kamenac), prevenciju karijesa i parodontnih bolesti (gingivitis) te desenzibilizacije zuba. Uključivanjem preparata fluora (F) u sastav preparata za provođenje higijene usne šupljine najčešće se postiže preventivno djelovanje prema tvrdim zubnim tkivima. Osim fluora (najčešće NaF i SnF<sub>2</sub>) u svrhu prevencije demineralizacije (razvoja karijesa) i poticanja remineralizacije tvrdih zubnih tkiva u sastav materijala za prevenciju ili terapiju dodaje se i hidroksiapatit, kalcijev fosfat, bioaktivno staklo s dodatkom fluorida (kalcij-natrij-fosfosilikat, CaNaO<sub>6</sub>PSi) te kombinacija kazein-fosfopeptid/amorfni kalcijev fosfat (CPP/ACP). Osim tih aktivnih sastojaka u preparate za kemijsku kontrolu plaka (osobito vodice za usta i zubne paste) dodaju se i aktivne tvari koje imaju baktericidno/bakteriostatičko djelovanje (na bazi klorheksidina, fosfatne kiseline, triklosan, eterična ulja – mentol, timol, eukaliptol, itd). Preparati koji se rabe za prevenciju karijesa uključuju zubne paste (kozmetičke i terapijske), vodice za usta te lakove i gelove za premazivanje zuba. Kozmetički se proizvodi mogu slobodno kupiti na tržištu bez liječničkoga recepta dok se terapijski proizvodi smatraju lijekovima i mogu se dobiti samo na recept.*

Prevencija nastanka karijesne lezije postiže se na nekoliko načina: promjenom prehrambenih navika, redovitim održavanjem oralne higijene, primjenom različitih kemijskih sredstava za prevenciju plaka i mineralizaciju zubnih naslaga (zubni kamenac), prevenciju karijesa i parodontnih bolesti (gingivitis) te desenzibilizacije zuba. Koncept kemijske kontrole plaka uključuje primjenu kozmetičkih i terapijskih sredstava. Uključivanjem preparata fluora (F) u sastav preparata najčešće se postiže preventivno djelovanje prema tvrdim zubnim tkivima. Topikalna fluoridacija znači primjenu kemijskih preparata koji sadržavaju relativno visoki postotak fluora lokalno, odnosno topikalno na površinu zuba radi prevencije razvoja



karijesa ili remineralizacije početnih karijesnih lezija. Osim fluora (najčešće NaF i  $\text{SnF}_2$ ) u svrhu prevencije demineralizacije (razvoja karijesa) i poticanja remineralizacije tvrdih zubnih tkiva u sastav materijala za prevenciju ili terapiju dodaje se i hidroksiapatit, kalcij fosfat, bioaktivno staklo s dodatkom fluorida (kalcij-natrij-fosfosilikat,  $\text{CaNaO}_6\text{PSi}$ ) te kombinacija kazein-fosfopeptid/amorfni kalcijev fosfat (CPP/ACP). Osim tih aktivnih sastojaka u preparate za kemijsku kontrolu plaka (osobito vodice za usta i zubne paste) dodaju se i aktivne tvari koje imaju baktericidno/bakteriostatsko djelovanje (na bazi klorheksidina, fosfatne kiseline, triklosan, eterična ulja – mentol, timol, eukaliptol, itd). Preparati koji se primjenjuju za prevenciju karijesa uključuju zubne paste (kozmetičke i terapijske), vodice za usta te lakove i gelove za premazivanje zuba. Također su interesantne gume za žvakanje s terapijski aktivnim sastojkom. Kozmetički proizvodi mogu se slobodno kupiti na tržištu bez liječničkoga recepta dok se terapijski proizvodi smatraju lijekovima i mogu se dobiti samo na recept.

Nekoliko je mehanizama djelovanja fluora u prevenciji demineralizacije cakline (razvoja karijesa):

- ugrađuje se u sastav cakline zamjenjujući hidroksilne ione ionima fluora u kristalnoj strukturi hidroksiapatita i tako smanjuje topljivost cakline na djelovanje kiselina;
- inhibira razvoj i metabolizam bakterija plaka i glikolizu (u uvjetima pada pH na 5,0 fluor postoji kao hidrofluorna kiselina koja difundira kroz staničnu stijenku bakterije i utječe na metaboličke procese unutar bakterije (inhibira enzim enolazu) te tako onemogućuje produkciju kiselina);
- inhibira demineralizaciju cakline;
- potiče remineralizaciju, ugrađuje se zajedno s kalcijem i fosforom u kristalnu strukturu stvarajući fluorapatit (caklina otporna na djelovanje kiselina budući da se fluorapatit otapa kada pH padne na 3,5).

## MEHANIZAM UGRADNJE FLUORA U ZUBNA TKIVA

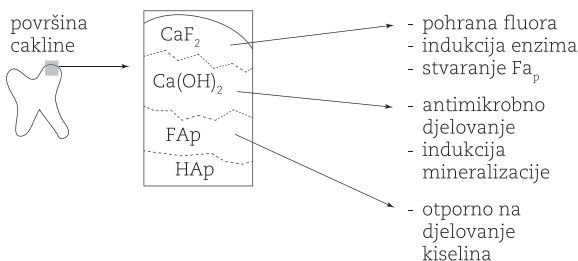
Istraživanja o utjecaju fluora (F) na incidenciju karijesa započela su 40-ih godina prošlog stoljeća te su potvrdila da razvoj karijesne lezije započinje akumulacijom bakterijskog plaka na površini zuba, dakle adhezijom i akumulacijom bakterija. Rezultat njihova metabolizma je produkcija kiselina koje dovode do pada kiselosti sline na manje od 5,5 (pH 5,5) te stvaranja uvjeta za demineralizaciju tvrdih zubnih tkiva (caklina, dentin, cement). Promjene na molekularnoj razini u uvjetima pada kiselosti sline uzrokuju otapanje hidroksiapatita cakline ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ), ili preciznije kalcijem siromašnog hidroksiapatita ( $\text{Ca}_{10-x}(\text{HPO}_4)_x(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{OH})_{2-x}$ ) i zamjene puno topljivijim spojem kalcijevim hidrogen-fosfat dihidratom (kalcijev oksalat) ( $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) i kasnije potpunom demineralizacijom hidroksiapatita. Tijekom procesa demineralizacije događa se difuzija iona Ca i  $\text{PO}_4$  kroz površinsku zonu u plak i slinu. Kada se kiselost sline neutralizira i počinje se vraćati prema fiziološkom (pH 7) događa se remineralizacija, difuzija iona Ca i  $\text{PO}_4$  natrag u caklinu. Taj je proces opisan Stephanovim dijagramom promjene pH s obzirom na vrijeme potrebno za neutralizaciju kiselina i početak remineralizacije (slika 5-1). To je razdoblje individualno i ovisi o puferskom kapacitetu sline i o količini supstrata u slini. Ako je fluor dostupan tijekom remineralizacije, on se ugrađuje u kristalnu strukturu hidroksiapatita i stvara fluorapatit, spoj koji je puno stabilniji i otporniji na kiselinsku demineralizaciju. Rezultat aplikacije preparata fluora na površinu cakline je supstitucija hidroksilnog iona ( $\text{OH}^-$ ) za ion fluora ( $\text{F}^-$ ) u kristalnoj strukturi hidroksiapatita (HAP) i stvaranje fluorapatita (FAP), fluor-hidroksiapatita (nepotpuna zamjena  $\text{OH-F}$ ) ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}_x(\text{OH})_{1-x}$ ) ili kalcijeva fluorida ( $\text{CaF}_2$ ). Geroud je još 1945. god. opisao prisutnost sloja kalcijeva fluorida ( $\text{CaF}_2$ ) na površini zuba nakon fluoridacije.

Najučinkovitija ugradnja fluora u površinu cakline događa se tijekom maturacije cakline nakon nicanja zuba. Nakon nicanja zuba u usnu šupljinu, caklina još nije potpuno mineralizirana te se mineralizacija nastavlja sljedeće dvije godine. Ovaj složeni proces zamjene organskog matriksa kristalima hidroksiapatita naziva se maturacijom cakline. Tijekom procesa maturacije postoji afinitet za ione fluora i magnezija te, ako oni postoje u slini, lako se ugrađuju u kristalnu rešetku hidroksiapatita. Ugradnjom fluora u kristalnu rešetku hidroksiapatita, kristal hidroksiapatita postaje kemijski stabilniji, a tako i otporniji na djelovanje kiselina. Prema istraživanjima Robinsona fluor u kristalnu rešetku difundira iz tkivne tekućine u kojoj se nalazi. Mineralizacija prizama počinje u unutarnjim dijelovima prizama i širi se prema vanjskim dijelovima. Dolazi do rasta kristala u dužinu i širinu te

do kretanja iona fluora unutra i van kroz tkivnu tekućinu. Visoka koncentracija fluora u slini ili u preparatima za topikalnu fluoridaciju tijekom maturacije pospješuje ugradnju fluora u kristalnu rešetku. Najveća koncentracija fluora nalazi se u 5 – 10  $\mu\text{m}$  dubine vanjskog dijela cakline. U dubljim dijelovima prema dentinu koncentracija fluora je sve manja. Također, tijekom maturacije dolazi do pada pH cakline sa 7 na 6,5. To se pripisuje rastu kristala apatita te djelovanju enzima karbolne anhidraze koja ima pufersko djelovanje na kiselinu koja nastaje tijekom rasta kristala. Kako ipak dolazi do pada kiselosti (pH) pufersko djelovanje nije potpuno. Također, poznato je da je ugradnja fluora u caklinu tijekom primjene preparata za topikalnu fluoridaciju nakon maturacije cakline veća u uvjetima nižeg pH na mjestu ugradnje.

Gerth i sur. (2007.) u svom istraživanju ugradnje F u caklinu nakon topikalne fluoridacije preparatima organskog preparata fluora (aminfluorid) opisuju stvaranje kalcijeva fluorida ( $\text{CaF}_2$ ) u obliku granuliranih kristala i/ili amornog materijala na površini cakline. Kalcijev fluorid ili njemu sličan spoj topljiv je u kiselini te služi kao pohrana fluora. Ispod kalcijeva fosfata nalazi se sloj kalcijeva hidroksida ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) koji nastaje reakcijom  $\text{CaF}_2$  i nereagiranih hidroksiapatita (HAp). Ako je fluor prisutan u visokoj koncentraciji dolazi do kristalizacije fluor-apatita koji se nalazi kao treći sloj između kalcijeva hidroksida i hidroksiapatita u dubini cakline (slika 5-1).

Preparati fluora za topikalnu fluoridaciju te za svakodnevno održavanje oralne higijene u svom sastavu mogu biti u različitim formama: natrijev fluorid, kositreni fluorid, zakiseljeni fosfatni fluorid, natrij-monofluorofosfat, kalcij-natrij-fosfosilikat (bioaktivno staklo) te kazein fosfopeptid/amorfni kalcijev fosfat (CPP/ACP) pa je reakcija stvaranja kalcijeva fosfata ( $\text{CaF}_2$ ) na površini cakline specifična za svaki oblik preparata fluora. Ugradnja fluora u površinu cakline ovisi o nekoliko čimbenika: koncentracija F u slini, kiselosti otopine F (pH), te duljini ekspozicije



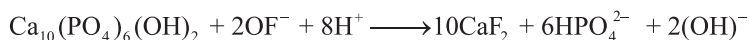
**Slika 5-1.** Molekularna struktura površine cakline nakon topikalne fluoridacije.

cakline otopini F. Kalcijev fluorid odlaže se na površini cakline u obliku globula, a fosfatni ioni u fosfatnoj ili proteinskoj ovojnici globula omogućuju sporo otapanje kalcijeva fluorida i ugradnju iona F u caklinu.

Većina globula kalcijeva fluorida nestaje s površine cakline unutar 24 sata, a mali postotak nestaje tijekom sljedećih 15 dana. Kako bi se stalno održavala koncentracija kalcijeva fluorida na površini cakline i omogućivala kontinuirana i trajna ugradnja fluora te stvaranje cakline otporne na djelovanje kiselina važna je svakodnevna uporaba pasta za zube s dodatkom fluora.

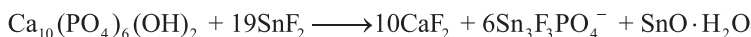
## Natrijev fluorid (NaF)

Najčešće primjenjivani oblik fluora je natrijev fluorid (NaF). Već vrlo niske koncentracije NaF u slini (100 ppm ili manje) rezultiraju ugradnjom F u caklinu formacijom fluorapatita dok veća koncentracija F znači stvaranje  $\text{CaF}_2$  na površini cakline kao pohrana F iz kojega se fluor polako otpušta i ugrađuje u caklinu. Smanjivanjem kiselosti (pH) otopine učinkovitost ugradnje fluora u caklinu se poboljšava.



## Kositreni fluorid ( $\text{SnF}_2$ )

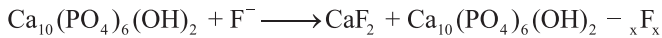
Otopina kositrenog fluorida počela se primjenjivati 1950. god. Kemijska reakcija ugradnje fluora u površinu cakline uključuje reakciju obiju komponenti spoja s površinom cakline: kationa (kositra) i aniona (fluora). Rezultat reakcije je stvaranje kalcijeva fluorida, kositrenog fluorofosfata i kositrenog oksida. Stvaranjem kositrenog fluorofosfata sprječava se gubitak fosfata iz cakline što se događa tijekom ugradnje fluora iz natrijeva fluorida u caklinu.



## Zakiseljeni fosfatni fluorid (APF)

Snižanjem kiselosti preparata fluora na pH 3 – 4 povećava se učinkovitost i količina fluora ugrađenog u površinu cakline. Dodatak fosforne kiseline preparatu omogućuje bolje direktno ugrađivanje fluora u caklinu stvaranjem većeg postotka

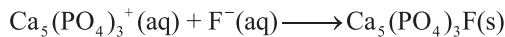
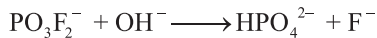
fluorhidroksiapatita nego kalcijeva fluorida na površini cakline te manji gubitak fosfata iz cakline. Iako u nižem postotku, kalcijev fluorid je ipak glavni produkt reakcije.



## Natrijev monofluorfosfat (MFP)

Natrijev monofluorfosfat počeo se rabiti u zubnim pastama umjesto kositrenog fluorida. Iako su kemijska reakcija i mehanizam ugradnje u caklinu još uvijek nejasni, smatra se da natrijev monofluorfosfat služi kao izvor fluorida koji se oslobađa reakcijom hidrolize (djelovanjem enzima fosfataze iz sline i plaka) te oslobođeni fluor reagira s hidroksiapatitom i ugrađuje se u površinu cakline.

Bioaktivno staklo (kalcij-natrij-fosfosilikat) opisano je u poglavlju o remineralizaciji.



## SREDSTVA ZA OSOBNU PRIMJENU – KOZMETIČKI PROIZVODI

### Zubne paste

Najpopularnije sredstvo za održavanje oralne higijene su zubne paste. Prvi zapisi održavanja oralne higijene sežu u više od 5000 god. pr. Kr. Stari Egipćani su rabili prašak koji se sastojao od praha pepela govedih kopita, mirte, praha pečenih ljuski jaja i plavca. Stari Grci i kasnije Rimljani taj su recept poboljšali dodatkom abraziva od mljevenih kostiju i školjaka te prahom drvenog ugljena koji su rabili za uklanjanje ostataka hrane i obojenja na zubima. Pasta se nanosila na zube i utrljavala prstima. Kasnije se uklanjanje ostataka hrane provodilo primjenom drvenih instrumenata, štapića, čačkalica, itd. Prva industrijski razvijena pasta za zube pojavila se nakon konstrukcije moderne zubne četkice 1873. god. Osnovni sastojci bili su voda, sapun i korigens, a pasta je bila u obliku praška. Četkica se navlažila, uložila u prašak i nanijela na zube četkanjem.

Zubna pasta u tubi na tržištu se pojavila 1892. god., pod nazivom *Dr Sheffield's Creme Dentifrice* (kompanija „Sheffield's“ je buduća kompanija „Colgate“). Suvremena znanstvena istraživanja utvrdila su da je uzrok razvoja karijesa odlaganje plaka te metabolički produkti bakterija plaka koji djeluju demineralizacijski prema površini tvrdih zubnih tkiva (caklina, dentin, cement). Danas je primarni cilj primjene zubnih pasta uklanjanje ostataka hrane, plaka te poliranje i izbjeljivanje zuba. Uklanjanje ostataka hrane i plaka postiže se mehanički, zubnom četkicom pri čemu pasta pomaže otplavlivanju ostataka hrane i plaka, ali i kemijski, dodatkom preparata koji sprječavaju razvoj plaka, stvaranje mineralizacijskih nakupina (mineralizirani plak – kamenac) te pomažu ozdravljenju inficiranih tkiva gingive i mineralizaciju početnih demineralizacija tvrdih zubnih tkiva. U sastav zubne paste lako se mogu uključiti terapijski aktivne tvari. Terapijski aktivne tvari mogu djelovati na prevenciju razvoja plaka i kamenca, prevenciju razvoja demineralizacije tvrdih zubnih tkiva (karijes) te prevenciju parodontnih bolesti (gingivitis) i izbjeljivanje zuba. Gotovo sve suvremene zubne paste za osobnu primjenu izvan ordinacije imaju u svom sastavu fluor. Količina preparata fluora u zubnoj pasti varira od 0 – 1500 ppm. Učinkovitost u prevenciji karijesa ovisi o količini fluora u sastavu. Paste koje imaju 500 ppm F učinkovitije su od pripravaka s 250 ppm fluora. Standardi Europske unije propisuju da kozmetički proizvodi (OTC) ne smiju imati više od 1500 ppm fluora u svom sastavu dok za djecu količina fluora ne bi smjela biti viša od 500 ppm.

### Sastav zubne paste

Detaljan sastav pojedine zubne paste vrlo je teško doznati budući da svaki proizvođač ima svoju, zaštićenu formulu. Ipak, osnovni sastojci zubne paste su poznati: abrazivno sredstvo (10 – 40 %), ovlaživač (20 – 70 %), voda (5 – 30 %), vezno sredstvo (1 – 2 %), deterdžent (1 – 3 %), korigens (aroma) (1 – 2 %), konzervans (0,05 – 0,5 %) i terapijski aktivna tvar (0,1 – 0,5 %).

**Abrazivno sredstvo** je potrebno kako bi se uspješno uklonili ostatci hrane i polirali zubi. Abrazivnost ovisi o vrsti abrazivnog sredstva, njegovoj tvrdoći te obliku i veličini čestica abraziva. Osim tih fizikalnih svojstava abrazivnog sredstva na abrazivnost zubne paste može utjecati i tehnika četkanja, pritisak na četkicu tijekom primjene, čvrstoća vlakana četkice i broj ponavljanja pokreta četkanja. Sama abrazivnost čestica abraziva može biti različita, testirana izolirano ili u sastavu paste za zube. Tvrdoća čestica abraziva za učinkovito uklanjanje obojenja i poliranje morala bi biti manja od tvrdoće cakline, a nešto veća od tvr-

doće dentina. Uobičajeno je vrijednost abrazivnosti izražavati kao REA (*Relative Enamel Abrasivity*) i RDA (*Relative Dentine Abrasivity*). Ti su testovi opisani u ISO standardima (ISO 11609 : 2010), a odnose se na mogućnost zubne paste da ukloni radioaktivno (radioaktivni fosfor) tretiranu caklinu ili dentin tijekom četkanja u usporedbi sa standardnim abrazivom (kalcijev pirofosfat) ili zubnom pastom (referentna vrijednost 10 za REA i 100 za RDA). Standard propisuje da za dentin (RDA) vrijednosti ne bi smjele biti veće od 2,5 puta od standardnog abraziva. Dakle RDA ne bi smio biti veći od 250. Za caklinu (REA) maksimalna vrijednost abrazije ne bi smjela biti veća od 4 puta u usporedbi sa standardnim abrazivom, što znači da REA ne bi smjela biti veća od 40 nakon uporabe zubne paste pH vrijednosti veće od 5,5 (tablica 5-1). Najčešće se kao abrazivna sredstva primjenjuju dikalcijev fosfat-dihidrat, netopljivi natrijev metafosfat, natrijev bikarbonat, kalcijev pirofosfat, kalcijev karbonat, aluminijski trihidrat, aluminijski oksid, magnezijev trisilikat, hidroksiapatit i silicij u obliku čestica ili gela (silicijev oksid) u količini od 10 – 40 %. Osim abraziva, često se dodaju i sredstva za poliranje (male čestice kalcija, aluminijski, kositri, magnezij, cirkonij). Veličina abrazivnih čestica je oko 20 µm dok su polirne čestice oko 1 µm. Kombinacijom abrazivnih i polirnih elemenata dobiva se abrazivni sustav koji je najčešće prisutan u sastavu zubnih pasta.

**Ovlaživač**, sredstvo za ovlaživanje dodaje se za prevenciju isušivanja zubne paste (evaporacija vode iz paste) kako bi se spriječilo stvrdnjavanje paste izložene zraku. Najčešće se kao sredstvo za ovlaživanje rabe glicerol, sorbitol, manitol ili propilen-glikol u količini od 20 – 70 %. Iako su sredstva za ovlaživanje netoksična ipak je moguća kolonizacija i rast gljivica i bakterija u njima. Kako bi se to spriječilo u sastav zubne paste dodaju se konzervansi. Uporaba paste s većim udjelom sorbitola (60 – 70 %) u male djece treba biti nadzirana budući da sorbitol u većim dozama služi kao osmotski laksativ. Ekspertno povjerenstvo FAO/WHO-a za aditive u hrani preporučuje da unos sorbitola ne smije biti veći od 150 mg/dan.

**Tablica 5-1.** RDA klasifikacija

VRIJEDNOST	ABRAZIVNOST (RDA)
0 – 70	niska abrazivnost
70 – 100	srednja abrazivnost
100 – 150	visoka abrazivnost
150 – 250	granica štetnosti

**Vežno sredstvo** se dodaje u količini od 1 – 2 %, za stabilizaciju konzistencije, odnosno za prevenciju separacije krute i tekuće faze paste. Kao vezno sredstvo rabe se hidrofilni koloidi koji bubre u prisutnosti vode. Najčešći preparati su prirodna guma (arapska, *karaya*, tragan), koloidi algi (alginat, guma morskih algi – karagenan), sintetička celuloza (karboksimetil-celuloza, hidrosietil-celuloza). Ako se celuloza rabi u manjim koncentracijama služi kao vezno sredstvo, međutim, u većim koncentracijama može biti sredstvo za gelaciju preparata u obliku gela ili kao konzervans (više od 40 %). Ti se preparati rabe u prehrambenoj i farmaceutskoj industriji i nemaju zdravstveni rizik.

**Deterdžent** pomaže oslobađanju depozita plaka, stvaranju emulzije od debrisa i plaka uklonjenih s površine zuba tijekom četkanja radi lakšeg otplavlivanja. Također, omogućuje stvaranje pjene zubne paste prilikom primjene. U suvremenim zubnim pastama najčešće se u tu svrhu rabi natrijev lauril-sulfat ili natrijev N-lauril sarkozinat, u količini od 1 – 3 %. Ti preparati su aktivni pri neutralnom pH, imaju antibakterijsko djelovanje i nisku površinsku napetost što omogućuje dobru raspodjelu na površini zuba.

**Korigens**, dodatak sredstva za korekciju okusa, mirisa (1 – 2 %) i izgleda paste za zube značajno utječe na njezinu tržišnu prihvaćenost i primjenu. Što je okus „bolji“ (ugodniji, svježiji) proizvod je u primjeni i prodaji bolje prihvaćen. Danas se najčešće rabi mješavina različitih okusa i mirisa za poboljšanje svježine i mirisa paste za zube. Najpopularniji mirisi su nana (*pepermint*), zelena metvica (*spearment*), zimzelene biljke, cimet te esencijalna ulja timola ili mentola. Osim korekcije okusa i mirisa ta ulja mogu imati i antibakterijsko djelovanje. Za korekciju izgleda dodaju se i različita sredstva za boju. Za postizanje bijele boje dodaje se titanov dioksid ili različite boje za hranu za različito obojene paste i gelove.

**Konzervans (prezervativ)** se dodaje (0,05 – 0,5 %) za prevenciju razvoja bakterija u pasti. Važna je niska aktivnost vode, ali i kemijski dodatci. Kao sredstvo za prevenciju bakterijske kontaminacije u pastu ili gel za zube dodaju se benzoati, alkoholi, formaldehid, dikloronirani fenoli ili sintetička celuloza u visokom postotku (više od 40 %).

**Terapijski aktivna tvar** se dodaje (0,1 – 0,5 %) za postizanje željenog preventivnog ili terapijskog djelovanja. Preventivno ili terapijsko djelovanje usmjereno je na razvoj zubnog karijesa i s tim u vezi prevenciju stvaranja zubnog plaka i kamenca, prevenciju i terapiju gingivitisa, preosjetljivosti te izbjeljivanje zuba.



**Fluor** je najčešći dodatak zubnoj pasti za prevenciju karijesa. EU propisi ograničavaju sadržaj fluora u zubnoj pasti za kozmetičku primjenu na 1500 ppm dok je u SAD-u količina fluora u pasti ograničena na 1000 ppm. Većina zubnih pasta na EU tržištu ima 1000 (NaF 0,22 %) – 1450 ppm F (NaF 0,312 %) u obliku natrijeva fluorida (NaF), natrijeva monofluor fosfata (MFP 0,76 %) ili kositrenog fluorida ( $\text{SnF}_2$  0,4 %). Također, na tržištu je zastupljena i zubna pasta koja u sastavu ima organski oblik fluorida, amin-fluorid (1400 ppm F). Za održavanje oralne higijene djece zbog rizika od ingestije paste (toksične reakcije) ili fluoroze preporučuju se zubne paste s 250 – 600 ppm F (najčešće NaF). Također, preporučena količina paste koju je potrebno nanijeti na četkicu (za djecu i odrasle) je veličine zrna graška. Preparati fluora pokazuju značajnu učinkovitost u prevenciji karijesa koja je to veća što je veća koncentracija fluora u pasti za zube. Prema *Cochrane Database Systematic Reviews* nakon analize 75 istraživanja utjecaja fluora u pastama za zube utvrđeno je da za paste 1000 – 1250 ppm F smanjenje incidencije karijesa iznosi oko 23 %. Za paste za terapijsku primjenu s udjelom fluora od 2400 – 2800 ppm F smanjenje incidencije karijesa iznosi oko 36 %. Utvrđeno je da paste sa 250 ppm F i manje imaju jednaku učinkovitost u prevenciji karijesa kao i kontrolne zubne paste bez fluora.

**Triklosan** je antibakterijsko sredstvo širokog spektra kemijske skupine kloriniranih difenil-etera (2,4,4'-trikloro-2'-hidroksi difenil eter). Osobito je aktivan prema gram-pozitivnim (Gram+) bakterijama uključujući *Streptococcus mutans*. Najvažniji mehanizam djelovanja jest inhibicija metabolizma bakterija, inhibirajući produkciju kiselina. Triklosan se adsorbira na staničnu stijenku i povećava propusnost stanične membrane. Visoka koncentracija rezultira lezijom membrane i izlaskom staničnog sadržaja. Triklosan se veže na aktivna mjesta na tvrdim zubnim tkivima, na sluznici i u plaku, sporo se otpušta te utječe na adheziju bakterija. Protuupalno djelovanje kod gingivitisa može se ostvarivati inhibicijom sinteze prostaglandina  $E_2$  ( $\text{PGE}_2$ ) u gingivnim fibroblastima. Dodaje se u sastav zubne paste u koncentraciji od 0,3 %. U nekim zubnim pastama kombinira se s cinkovim citratom gdje pokazuje aditivno djelovanje i veću učinkovitost. Aditivno djelovanje i veća učinkovitost postiže se dodatkom kopolimera polivinilmetiletera (PVM) i maleične kiseline (MA) zbog bolje adsorpcije triklosana u hidroksiapatit cakline. Prema istraživanju Riley i Lamont-a (*Cochrane databases of systematic reviews*, 2013) redukcija akumulacije plaka dodatkom triklosana i/ili kopolimera u sastav zubne paste iznosi 22 – 41 %, gingivitisa 22 – 48 %, a redukcija karijesa 5 % (samo djelovanje triklosana bez aditivnog djelovanja fluora).

Za prevenciju mineralizacije plaka i stvaranja zubnog kamenca rabe se kombinacija tetra-natrij-fosfata i dinatrij-dihidrogen-pirofosfata te preparati cinka, cink-ci-

trat-trihidrat. Mehanizam djelovanja tih preparata je inhibicija rasta kristala koji se stvaraju mineralizacijom plaka zbog visoke koncentracije iona kalcija i fosfata.

Kao aktivne terapijske tvari za prevenciju gingivitisa mogu se dodati i biljni preparati (biljni ekstrakti), esencijalna ulja mentola, timola te eukaliptusa.

U svrhu izbjeljivanja zuba, u sastav zubne paste moguće je dodati aktivnu tvar poput karbamid ili vodikova peroksida. Djelatnu aktivnu tvar čini vodikov peroksid koji otpušta molekule kisika koje reagiraju s diskoloriranim molekulama u kristalnoj strukturi hidroksiapatita, te kidaju intermolekularne sveze među njima. Karbamid peroksid reagira s vodom te se stvara vodikov peroksid. Koncentracija vodikova peroksida za izbjeljivanje u pasti za zube za kozmetičku primjenu (osobnu) ne smije biti viša od 6 % (0,1 – 6 %) što odgovara dodatku 10 – 15 % karbamid peroksida (3,5 – 5 % vodikova peroksida). Preparati za izbjeljivanje mogu osim zubnih pasta biti u obliku gela te preparati za profesionalnu primjenu s višim udjelom karbamid peroksida ili vodikova peroksida.

Kao aktivna tvar za terapiju preosjetljivosti (osjet toplo/hladno, zbog ekspozicije površine korijena, osobito na caklinsko-cementnom spojištu) u sastavu zubne paste osim preparata fluora najčešće se rabe kalijev nitrat, stroncijev klorid, natrijev citrat te kalcijev karbonat. Također se rabe i preparati arginina (aminokiselina sline), hidroksiapatita i bioaktivnog stakla (kalcij-natrij-fosfosilikat). Mehanizam djelovanja je okluzija eksponiranih dentinskih tubula, odlaganje kalcijeva fluorida na površinu tvrdih zubnih tkiva te njihova remineralizacija.

## Vodice za usta

Vodice za usta, kao dio koncepta kemijske kontrole plaka vrlo su učinkovite u prevenciji karijesa i gingivitisa, terapija halitoze i kserostomije. Primjenjuju se kao dodatak svakodnevnom četkanju zuba. Za prevenciju karijesa rabe se preparati fluora (NaF 0,05 – 0,2 %; 230 – 920 ppmF, APF 0,44 %, SnF<sub>2</sub> 0,63 %). Uz uporabu vodica za usta s fluorom utvrđena je redukcija karijesa od 26 %. Vrlo često vodice za usta imaju u svom sastavu alkohol, pa ih je potrebno vrlo oprezno rabiti, osobito u dječjoj populaciji. Najprimjerenije ih je rabiti uz kontrolu i savjet doktora dentalne medicine. Osim fluora širok je popis aktivnih antiseptičkih supstancija koje se rabe u vodicama za usta:

- preparati kvarternog amonijaka (cetilpiridinijev klorid)
- pirimidini (heksidin); bisgvanidi (klorheksidin, aleksidin)

- fenolni spojevi – listerin (timol, eukaliptol, mentol, metilsalicilati), triklosan, fenol, timol; oksidacijska sredstva (peroksidi i perborat)
- bispiridini (oktenidini)
- halogeni (iodin, iodoform, fluoridi)
- metalne soli (srebro, živa, cink, bakar, kositar)
- antibiotici (nidamicin, kanamicin, tetraciklin, vankomicin)
- enzimi (mucinaze, pankreatin, proteaze)
- zamjene za šećer (ksilitol, manitol), itd.

Među svim tim preparatima klorheksidin zauzima posebno mjesto zbog svoje učinkovitosti. Spoj klorheksidin-diglukonat primjenjuje se u dentalnoj medicini već 40 godina kao protuupalno sredstvo. Prema kemijskoj strukturi je kationski antiseptik širokog spektra (djeluje na gram+ i gram– bakterije i neke micete), kemijske strukture  $C_{22}C_{12}N_{10}H_{30}$  (simetrična struktura s 4 klorofenilna prstena i 2 bigvanidne skupine povezane središnjim heksametilenskim mostom). Djeluje kao jaka baza u uvjetima fiziološkog pH. Veže se na negativno nabijenu staničnu stijenku bakterije te djeluje bakteriostatički (u nižoj koncentraciji, utječe na osmotsku koncentraciju bakterije) i baktericidno (u visokoj koncentraciji, uzrokuje citolizu bakterije povećanjem permeabilnosti stanične stijenke i otpuštanjem staničnih komponenti). Veže se uz oralna i dentalna tkiva i djeluje 8 – 12 h, i sprječava stvaranje plaka. Mehanizam djelovanja na plak uključuje vezanje na mucine (proteini koji stvaraju salivarni film koji prekriva sluznice i dentalna tkiva) i inhibiciju bakterijske kolonizacije. Klorheksidin se polako otpušta i polako se uklanja djelovanjem iona kalcija iz sline. Dostupni su preparati u obliku otopine različite koncentracije, od 0,02 % – 0,3 % te 3,5 % otopina za razrjeđivanje. Bakteriostatički djeluju preparati 0,02 % – 0,06 % dok baktericidno djeluju preparati 0,12 – 0,2 %. Na tržištu se preparati klorheksidina mogu naći i u obliku gela (0,12 % i 1 %) te aerosola i spreja (0,12 % i 0,2 %). Primjenjuje se oko 20 mg dvaput na dan, nakon četkanja zuba i primjene zubne paste, za ispiranje usta. Visoke koncentracije klorheksidina (40 %, 10 % i 1 %) uključuju se u sastav lakova za topikalnu fluoridaciju. Osim preparata na bazi klorheksidina za ispiranje usta vrlo su popularni i preparati na bazi esencijalnih ulja. Prema kemijskom sastavu to su preparati na bazi fenolnih spojeva, mentol, timol, eukaliptol i metilni salicilat. Najpoznatiji preparat za ispiranje usta je listerin (*Listerine*) koji je na tržištu već više od 100 godina. Osim esencijalnih ulja listerin ima u sastavu i visoki postotak alkohola (26 %). Učinkovitost listerina u redukciji stvaranja plaka je oko 30 %.

## Gume za žvakanje i pastile

Gume za žvakanje koje sadržavaju alkoholne šećere sorbitol ili ksilitol mogu imati preventivno djelovanje budući da i sorbitol i ksilitol imaju antibakterijsko djelovanje. Budući da su ugodna okusa, one se žvaču dulje razdoblje. Nekoliko je pozitivnih učinaka primjene guma za žvakanje u svakodnevnoj prevenciji karijesa. Žvakanjem se stimulira izlučivanje sline što pomaže mehaničkom uklanjanju plaka i debrisa. Povećanim izlučivanjem pufersko djelovanje sline je povećano što rezultira povećanjem pH sline i razinom kalcija u slini. Primjena guma za žvakanje dodatak je svakodnevnom održavanju oralne higijene, žvakanjem je omogućen kontakt i s onim dijelovima zubnog luka koji su teže dostupni četkanjem, npr. lingualno područje donjih inciziva te distalna i retromolarna područja. Sama aktivna tvar, sorbitol ili ksilitol, djeluje preventivno budući da ih bakterije plaka ne mogu metabolizirati te se smanjuje produkcija kiselina.

Različita istraživanja pokazala su antikarijesnu aktivnost alkoholnih šećera sorbitola i ksilitola. Osim guma za žvakanje mogu se naći i pastile s dodatkom sorbitola i ksilitola kao zamjene za šećer u funkciji zaslađivača.

## SREDSTVA ZA PROFESIONALNU PRIMJENU – TERAPIJSKI PROIZVODI

Osim proizvoda za osobnu primjenu terapijski učinak u prevenciji karijesa i remineralizaciji početnih karijesnih lezija najbolje se postiže u ordinaciji primjenom sredstava za profesionalnu primjenu s visokom koncentracijom fluora (višom od 1500 ppm F). Za profesionalnu primjenu rabe se sredstva za remineralizaciju, zubne paste s visokom koncentracijom fluora, sredstva za topikalnu fluoridaciju (otopine, lakovi, gelovi) te gume za žvakanje s dodatkom fluorida.

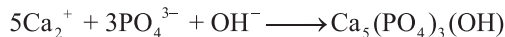
### Sredstva za remineralizaciju

Proces remineralizacije početnih karijesnih lezija može se dogoditi samo ako je površinski sloj cakline očuvan. Proces razvoja karijesne lezije događa se kad se ravnoteža demineralizacije/remineralizacije poremeti, te su razdoblja demineralizacije dulja od razdoblja remineralizacije. Isto načelo vrijedi i za remineralizaciju koja potpomognuta sredstvima na bazi fluora, bioaktivnog stakla te kompleksa CPP/ACP, aktivno pomiče ravnotežu demineralizacije/remineralizacije u korist

remineralizacije, odnosno ponovne restitucije mineralne strukture hidroksiapatita tvrdih zubnih tkiva (cakline, dentina ili cementa). Demineralizacija započinje u potpovršinskom sloju cakline te se kasnije širi u dubinu cakline i rezultira kavitacijom. Zbog toga je u terapiji inicijalnih karijesnih lezija iznimno važna vrlo oprezna inspekcija i palpacija prilikom pregleda, kako se ne bi probio katkad vrlo tanki sloj površinske cakline iznad inicijalne lezije. Intenzivnom terapijom inicijalne lezije preparatima s mineralnom komponentom, fluorom ili kombinacijom aktivnih sastojaka moguće je izliječiti (remineralizirati) početnu karijesnu leziju. Osim direktnog poticanja remineralizacije moguće je početnu demineralizaciju infiltrirati niskoviskoznom smolom i tako zaustaviti demineralizaciju te spriječiti daljnji razvoj karijesa. Naravno, prije početka remineralizacijske ili infiltracijske terapije potrebno je uspostaviti primjerenu oralnu higijenu te prehrambene navike.

U svrhu remineralizacijskog terapijskog postupka rabe se sljedeći materijali koji sadržavaju Ca: CPP-ACP (Kazein-fosfopeptid / amorfni Ca fosfat), Tri-Ca-fosfat, kalcij-natrij-fosfosilikat) te preparati fluora vrlo visoke koncentracije: lakovi s fluorom, gelovi s fluorom te zubne paste (s dodatkom F, hidroksiapatitom te bioaktivnim staklom).

**Bioaktivno staklo (kalcij-natrij-fosfosilikat, NovaMin, CaNaO<sub>6</sub>PSi)** čini sustav temeljen na staklenim česticama kalcijeva i natrijeva fosfosilikata. Sustav reagira s vodenom otopinom poput sline i otpušta kalcijeve, natrijeve i fosfatne ione. Ioni koji se otpuštaju iz čestica stakla stvaraju kristalni sloj hidroksikarbonatnog apatita koji se odlaže na površinu cakline, a strukturno i kemijski je jednak biološkom hidroksiapatitu. Natrijevi ioni zamjenjuju se hidroksilnim kationima, a kalcijevi i fosfatni ioni se otpuštaju. Na površini cakline stvara se sloj kalcijeva fosfata koji se mineralizira kao hidroksiapatit. Stvoreni hidroksikarbonatni apatit može okludirati otvorene dentinske tubule i tako djelovati protiv preosjetljivosti zuba.



**Kazein-fosfopeptid / amorfni kalcijev fosfat (CPP/ACP)(Recaldent)** je kompleks koji kada se unese u usta ili na zube adherira na meka tkiva, plak, pelikulu i hidroksiapatit cakline. Tijekom pada kiselosti sline iz kazein fosfopeptida (CPP) otpuštaju se amorfni kalcij i fosfat te ulaze u slinu i plak. Mehanizam djelovanja sličan je proteinu sline statherinu, potiče remineralizaciju, djeluje puferski u slini i smanjuje djelovanje kiselina plaka na površinu zuba. Na samoj površini cakline

reagira s  $\text{OH}^-$  skupinama i stvara kalcijev hidrogenfosfat te oblikuje strukturu hidroksiapatita. Ako se u slini nalaze ioni fluora kompleks CPP/ACP djeluje u kombinaciji s fluoridima te poboljšava remineralizaciju.



**Trikalcijev fosfat (TCP)** je mineral koji osigurava ione kalcija i fosfata na površini zuba te djeluje sinergistički s ionima fluora. Rezultat je visoka koncentracija i dostupnost iona fluora tvrdnim zubnim tkivima i u uvjetima smanjene salivacije (kserostomija). Optimalna veličina čestica dobiva se mljevenjem trikalcijeva fosfata. Najbolje djelovanje ostvaruje se u uvjetima neutralne ili lagano bazične kiselosti. Dodatkom u zubne paste, lakove te vodice za usta ostvaruje se značajan remineralizacijski efekt što trikalcijev fosfat čini uspješnim sredstvom u prevenciji karijesa, liječenju inicijalnih karijesnih lezija te terapiji preosjetljivosti.

## Zubne paste za terapijsku primjenu

Zubne paste koje imaju koncentraciju fluora višu od 1500 ppm (i do 5000 ppm F) smatraju se terapijskim proizvodima i mogu se dobiti samo na liječnički recept. Osim visoke koncentracije fluora tim se zubnim pastama može dodati i hidroksiapatit, trikalcijev fosfat te ksilitol, a osim djelovanja u prevenciji karijesa one imaju i remineralizacijsko djelovanje. Na tržištu se mogu naći zubne paste *Colgate Duraphat* s 2800 i 5000 ppm fluora. Tvrtna 3M Espe proizvodi zubnu pastu *Clinpro 5000* s 5000 ppm (1,1 %) fluora i s dodatkom trikalcijeva fosfata. U svrhu prevencije karijesa može se rabiti i krema s trikalcijevim fosfatom s nešto manjom koncentracijom fluora (*Clinpro Tooth Creme*, 900 ppm F, 0,21 % F). Sličan proizvod ima i tvrtka Voco (*Remin Pro*) gdje je osim fluora (1450 ppm) u sastav zubne paste/kreme dodan hidroksiapatit i ksilitol. Svi navedeni preparati imaju značajno antibakterijsko, antikarijesno i remineralizacijsko djelovanje. Važno je napomenuti da se zubne paste s visokom koncentracijom fluora rabe jednom na dan umjesto zubne paste za kozmetičku primjenu.

U liječenju preosjetljivosti, prevenciji karijesa te remineralizaciji inicijalnih karijesnih lezija rabi se i zubna pasta s bioaktivnim staklom (kalcij-natrij-fosfosilikat) i dodatkom fluora (profilaktična pasta *Nupro Sensodyne*, *Dentsply Professional*). U svrhu remineralizacije vrlo je učinkovita pasta i krema na bazi CPP/ACP-a, *Tooth Mousse* (GC) (10 % tež. CPP/ACP-a) ili *MI Creme* s dodatkom fluora (10 %

CPP/ACP-a, 900 ppm). Te je preparate vrlo jednostavno primjenjivati, naime, oni se osim četkicom na površinu zuba mogu nanijeti i prstom te lagano razmazati. Bitno je da se preparat nađe u kontaktu s površinom cakline dok abrazivno djelovanje ovdje ne postoji.

## Sredstva za topikalnu fluoridaciju

Suvremena istraživanja pokazala su da je za preventivni učinak važno da fluor bude dostupan u tekućini (slini) topikalno (lokalno) u području međuspoja plaka i površine cakline, dakle na površini zuba. Već male koncentracije fluora (0,10 ppm) djelotvorne su u prevenciji demineralizacije kristala hidroksiapatita tvrdih zubnih tkiva (najčešće cakline). Razina fluora u slini veća od 0,04 ppm već ima značajan preventivni učinak na demineralizaciju cakline. Sredstva sa snažnim terapijskim djelovanjem i visokom koncentracijom F osobito primjerena za topikalnu fluoridaciju su lakovi i gelovi s fluorom.

## Otopine s fluorom

U otopinama za profesionalnu primjenu najčešće se rabi preparat NaF u koncentraciji 0,2 % (900 ppm)-1,1 % (5000 ppm). Najčešće se primjenjuje otopina koncentracije 2 % (oko 9000 ppm). Učinkovitost primjene ovisi o učestalosti primjene. Originalni postupak prema Knutsonu uključuje četiri postupka tijekom dva tjedna. Moguće je također primjenjivati otopinu s fluorom i u drugom režimu, za ostvarivanje uspješne prevencije važno je otopinu s fluorom nanositi nekoliko puta godišnje. Osim NaF rabe se i otopine s kositrenim fluoridom (0,63 % Sn<sub>2</sub>F, 1500 ppm F) te otopine s organskim preparatom fluora (aminfluorid). Kiselost kositrenoga fluorida je snižena (pH 2,4 – 2,8) što pospješuje njegovo ugrađivanje u površinu cakline. Iako svi preparati fluora inhibiraju razvoj plaka, ipak je za prevenciju razvoja plaka osobito učinkovita otopina kositrenog fluorida. U područjima demineralizacije koncentracija F i kositrenog kompleksa može biti i 20.000 ppm.

Klinički se to detektira kao smeđe pigmentirana područja, što utječe na estetiku te zbog toga kositreni fluorid nije prihvaćen kao sredstvo za prevenciju razvoja plaka. Te pigmentacije nestaju tijekom 6 – 12 mj. nakon remineralizacije demineraliziranih područja cakline. U literaturi je opisana učinkovitost otopina s fluorom u prevenciji karijesa od 20 – 50 %.

## Lakovi s fluorom

Lakovi s dodatkom fluora vrlo su popularni i učinkoviti u prevenciji nastanka i razvoja karijesa i terapiji inicijalnih karijesnih lezija. Oni čvrsto adheriraju na površinu cakline i dugotrajno otpuštaju ione fluora u caklinsko tkivo. Djelatna komponenta se nalazi u poliuretanskoj bazi koja adherira na površinu zuba. Indikacije za primjenu lakova su: visoki rizik za karijes, pacijenti u ortodontskoj terapiji, pacijenti s poremetnjama salivacije, pacijenti u terapiji zračenjem glave i vrata, liječenje preosjetljivosti, remineralizacija početnih karijesnih lezija, prevencija karijesa. Koncentracija fluora u lakovima iznosi 10 – 50.000 ppm. Najpoznatiji preparati su *Fluor Protector* (*Vivadent*, 0,1 % F u obliku 0,9 % difluor silana u poliuretanskoj bazi – 10.000 ppmF), *Bifluorid 10* (*Voco*, 22.600 ppm F u obliku NaF i CaF), *Bifluorid 12* (*Voco*, 56.000 ppm F u obliku NaF (6 %) (27.000 ppm) i CaF (29.000 ppm), *Duraphat* (*Colgate*, 5 % NaF, 22.600 ppm F). Osim lakova s fluorom dostupni su i lakovi koji osim fluora imaju i trikalcijev fosfat (*Vanish*, *3M Espe*, aktivni sastojci Trikalcij fosfat i 5 % NaF) te preparati koji u sastavu imaju i klorheksidin (*Cervitec*, *Vivadent*, aktivni sastojci klorheksidin i F). Tehnika primjene najčešće uključuje izolaciju zubnog luka te nanošenje laka četkicom na zube u nekoliko slojeva, a neki se lakovi mogu direktno nanositi na vlažne zube što se postiže dodatkom vodene otopine etanola u sastav smole (*Cervitec Plus*, *Vivadent*; *Vanish*, *3M Espe*). Učinkovitost primjene lakova s fluorom u prevenciji razvoja karijesa i remineralizaciji početnih karijesnih lezija procjenjuje na 35 – 45 %.

## Gelovi s fluorom

Za profesionalnu primjenu, osim lakova dostupni su i preparati u obliku gela koji se nanose četkicom ili poliuretanskom žlicom. Koncentracija fluora je u gelovima niža u usporedbi s lakovima i kreće se od 900 – 12.300 ppm. Indikacije za primjenu slične su kao i za primjenu lakova. Osim preparata NaF (2 %, 9050 ppmF) vrlo su popularni i preparati zakiseljenog fosfatnog fluorida (APF – *Acidulated Phosphate Fluoride*) (1,23 %, 12.300 ppm F). Na tržištu su dostupni i preparati NaF s dodatkom klorheksidin-diglukonata (*Cervitec gel*, *Vivadent*, 900 ppm F, 0,1 % klorheksidin-diglukonat). Tehnika primjene uključuje nanošenje gela na četkicu ili vaticu i premazivanje gornjeg i donjeg zubnog luka ili primjena u poliuretanskim bimaksilarnim jednokratnim žlicama. Gelom se napuni poliuretanska žlica te pacijent zagrije u nju tijekom 4 minute. Nakon primjene gela u poliure-



tanskoj žlici pacijent ne bi trebao ispirati usta, jesti ili piti najmanje sljedećih 30 min. S obzirom na svojstvo tiksotropnosti i kiselost APF gelova (pH 3,5) oni su osobito pogodni za primjenu u poliuretanskim žlicama. Svojstvo tiksotropnosti označuje stanje otopine koja se nalazi u obliku gela, ali nije pravi gel. Primjenom tlaka (tijekom zagriža u žlicu) gel se ponaša poput tekućine i lako ulazi u interproksimalna područja. Profilaktično četkanje zubnih lukova prije primjene gela nije obvezno i ono se provodi samo ako postoji indikacija.

Učestalost primjene sredstava za topikalnu fluoridaciju ovisi o utvrđenom riziku pacijenta za karijes. Uobičajeno je topikalnu fluoridaciju provoditi svakih 3, 6 ili 12 mjeseci.

## Gume za žvakanje

Osim guma za žvakanje za kozmetičku primjenu, za profesionalnu (terapijsku) primjenu u sastav se može dodati fluor, kalcijev hidroksiapatit, dikalcijev fosfat-dihidrat, klorheksidin ili kazein-fosfopeptid. Takve gume za žvakanje primjenjuju se kao dodatno sredstvo u prevenciji karijesa te u liječenju preosjetljivosti zuba. Za postizanje terapijskog djelovanja potrebno je da pacijent žvače gumu za žvakanje tri puta na dan. Prednost je terapijskih guma za žvakanje da aktivna tvar može biti dostupna u svim dijelovima usne šupljine što znači da može biti aktivna također i u područjima okluzalne plohe te pridonijeti prevenciji karijesa u jamicama i fisurama okluzalne plohe.

## PREVENCIJA KARIJESA OKLUZALNE PLOHE

Iako je incidencija karijesa glatkih ploha uspješno smanjena primjenom različitih programa prevencije, karijes okluzalne plohe još uvijek je značajan klinički i javnozdravstveni problem. Zbog specifične morfologije okluzalne plohe i dubokih jamica i fisura uklanjanje ostataka hrane, debrisa i plaka bitno je otežano. Duboke jamice i fisure okluzalne plohe predilekcijska su mjesta za razvoj karijesne lezije. Najučinkovitiji postupak prevencije karijesa okluzalne plohe, osim primjene lakova na okluzalnu plohu, jest preoblikovanje dubokog fisurnog sustava zalijevanjem fisura materijalom za pečaćenje. Svrha postupka je sprječavanje zadržavanja mekih naslaga i plaka te razvoja karijesne lezije u fisurnom sustavu. Kompozitne smole te staklenoionomerni cementi materijali su koji se najčešće rabe za pečaćenje.

## RESTAURATIVNI MATERIJALI S PREVENTIVNIM DJELOVANJEM

Preventivno djelovanje dentalnih materijala za nadoknadu destruiranih zubnih tkiva manifestira se mnogim svojstvima dentalnih materijala kao što su: adhezija, izvrsno rubno zatvaranje, sastav, dimenzijske promjene, i drugim. Kemijski aktivni sastojak materijala koji ima najvažniju preventivnu ulogu je fluor. Dodatak iona fluora materijalu omogućuje njegovu difuziju u okolna tkiva te ugrađivanje u strukturu tvrdih zubnih tkiva cakline i dentina na već opisani način. Sadržaj vode u materijalu (hidrofilnost) je najvažniji čimbenik o kojem ovisi preventivno djelovanje materijala. Iako je opisano dodavanje fluora u kompozitne materijale i kompomere, njegovo izlučivanje iz tih materijala je predmet rasprave i općenito se smatra beznačajnim, prije svega zbog hidrofobnog karaktera materijala. Najvažniji materijali koji imaju značajno preventivno djelovanje su staklenoionomerni cementi. Oni su hidrofilni, u svom sastavu imaju vodu koja također sudjeluje u reakciji stvrdnjivanja, što omogućuje difuziju iona fluora u okolna tkiva i slinu te njegovo ugrađivanje u tvrda zubna tkiva kao i preventivno djelovanje u slini. Stoga će ta skupina materijala biti posebno opisana.

### Staklenoionomerni cementi

Staklenoionomerne cemente prvi su opisali Wilson i Kent 1972 god., međutim, njihova intenzivna primjena počela je tek osamdesetih godina prošlog stoljeća. Glavne su im odlike: dobra adhezija na tvrda dentalna tkiva (osobito caklinu i dentin), otpuštanje fluorida u svoj okoliš, a stalnim razvitkom tih materijala pojavljuju se preparati bolje rezistencije na abraziju i kvalitetnije estetike uz jednostavniju tehniku rada. Wilson i McLean su 1988. god. ustanovili podjelu staklenoionomernih cemenata s obzirom na indikaciju:

- tip I. – cementiranje fiksno protetičkih radova
- tip II. – za ispune – estetski – pojačani (cermet)
- tip III. – za podloge (*lining*) i pečačenje fisura

Razvojem staklenoionomernih materijala, kao i materijala općenito, ta podjela evaluira u podjelu prema sastavu i afinitetu prema vlazi (hidrofilnost – hidrofobnost) koja označuje kontinuitet (tablica 5-2).

Općenito, staklenoionomerni cementi se sastoje od praha i tekućine koji se miješaju. Stvrdnjivanje materijala je rezultat reakcije kiseline i baze (acido-bazna reakcija)

**Tablica 5-2.** Podjela staklenoionomernih i kompozitnih materijala (kontinuitet materijala)

STAKLENOIONOMERNI CEMENTI	KOMPOZITI
konvencionalni	konvencionalni
pojačani metalom (cermet)	mikropunjeni
visokoviskozni (Ketac molar, Fuji IX GP, Fuji Equia Fil)	hibridni
smolom modificirani (hibridni) (Photac-fil quick, Vitremer, Variglass, Fuji)	kompomeri (Hytac, Compoglass, Dyract, Luxat)

pri čemu je kiselina tekućina, a prah baza. Prah se sastoji od aluminofluorosilikatnog stakla što zapravo znači:

- alumino – prah aluminijeva oksida  $Al_2O_3$
- silikatno – prah silicijeva dioksida  $SiO_2$
- fluor – u obliku kalcijevih soli, prah  $CaF_2$

koji se kemijski pojavljuje u obliku  $Al_2O_3 - SiO_2 - CaF_2$ . Radioopaknost je omogućena dodatkom stroncija i barija ili lantana i cirkonijeva oksida. Modifikacijom površine praha HCl-om omogućuje se produljenje vremena manipulacije dok se dodatkom srebra, zlata, platine ili paladija poboljšavaju mehanička svojstva. Omjer čestica punila također je važan: što je više  $SiO_2$  staklo je transparentnije dok su stakla visokog postotka  $CaF_2$  opakna. Ovdje postoji ograničenje uvjetovano stupnjem translucencije koju materijal mora posjedovati.

Tekućina je poliakrilna kiselina (ili polikarboksilna), kopolimer akrilne i itakonične kiseline uz dodatak drugih kiselina poput maleične ili trikarboksilne (služi za regulaciju viskoznosti). Npr. tartarična kiselina koja smanjuje viskoznost gela uz istodobno produljivanje vremena manipulacije i ubrzavanje stvrdnjivanja. Ona čini oko 10 % sastava staklenoionomernog cementa. Poliakrilna kiselina zbog svoje velike molekularne mase posjeduje određenu viskoznost koja utječe na manipulaciju. Problem je iz bočice istisnuti kap uvijek jednake veličine tijekom doziranja materijala. Zbog tog nedostatka primjena kapsuliranog preparata omogućuje bolju kontrolu mehaničkih svojstava te osigurava klinički trajniji ispun.

Tekućina ponekad može biti i destilirana voda. U tom slučaju kiselina je dehidrirana i dodana prahu. Prednost toga načina prezentacije je u poboljšanju mogućnosti

doziranja materijala. Materijal se, dakle, pojavljuje u sljedećim oblicima: prah – tekućina; prah – voda i predozirane kapsule.

### a) Tradicionalni staklenoionomerni cementi

Tradicionalni staklenoionomerni cementi svrstavaju se u skupinu „kiselinsko-baznih cemenata“ a njihova reakcija stvrdnjivanja uključuje neutralizaciju kiselinskih skupina na vodeno topljivom polimeru s praškastom bazom. Baza tih cemenata je Ca-aluminosilikatno staklo koje sadržava i fluoride, a reagira kao protonski akceptor iako samo nije topljivo u vodi. Voda se tijekom stvrdnjivanja unutar materijala ponaša kao:

- otapalo za samu reakciju – bez nje se polimerna kiselina (npr. poliakrilna) ne bi mogla ponašati kao kiselina
- produkt reakcije
- koordinira izlučivanje metalnih iona iz stakla i hidraciju na definirana mjesta oko polianiona i daje materijalu plastičnost te smanjuje rigidnost neobrađenog materijala unesenog u kavitet.

Kiselinski dio staklenoionomernih cemenata čine polikiseline, od kojih je najčešća poliakrilna. Osim tih glavnih sastojaka postoje još kelacijska sredstva, kao tartarična kis., itakonična kis., maleična kis., čija je funkcija da ubrzavaju reakciju stvrdnjivanja i povećavaju tlačnu čvrstoću stvrdnutog cementa.

Prema Nicholsonu reakcija stvrdnjivanja klasičnog staklenoionomernog cementa teče u 3 faze:

1. faza – dekompozicija stakla pod utjecajem vodene polikiseline i otpuštanje iona  $\text{Ca}^{2+}$  i  $\text{Al}^{3+}$ .
2. faza – reakcija iona  $\text{Ca}^{2+}$  s lancima polikiselina, na što se nastavlja sporija reakcija iona  $\text{Al}^{3+}$  koji se postupno oslobađaju od anionskog kompleksa. Tom reakcijom istiskuje se voda s nekih hidracijskih mjesta i dolazi do ionskog umrežavanja (poprečnog povezivanja) polikiselinskih lanaca (proces stvrdnjivanja materijala).
3. faza – postupna hidracija anorganskih fragmenata, što dovodi do povećanja čvrstoće, otpornosti na dehidraciju i poboljšanja translucencije.

Adhezija staklenoionomernih cemenata na površinu cakline i dentina omogućena je fizikalno-kemijskim procesima. Uporaba adhezivnog sustava nije potrebna. Kemijsko vezanje odvija se preko negativnih naboja polikiselina na pozitivno nabije-

ne ione Ca hidroksiapatita. Čini se da postoje vodikove i ionske veze na kolagen preko karboksilatnih i fosfatnih skupina. U kontaktu s tkivom (caklina, dentin, cement) stvara se zona ionske izmjene. Obradu površine tkiva potrebno je obaviti 10 – 20 %-tnom poliakrilnom kiselinom (ista ona kiselina koja se nalazi u sastavu materijala) čime se uklanja zaostatni sloj, postiže blaga demineralizacija peritubularnog i intertubularnog dentina. Poliakrilna kiselina služi i kao blago sredstvo za kondicioniranje površine dentina koje se djelomično adsorbira. Međutim, neki proizvođači navode kako taj postupak nije nužno provesti. Osim poliakrilne kiseline predložena je i citrična kiselina za kondicioniranje površine tvrdih zubnih tkiva. Vrijednosti čvrstoće adhezijske veze na caklini uz predobradu poliakrilnom kiselinom iznose 6 – 7 MPa, dok bez predtretmana iznose 3 – 6 MPa. Na dentinu te su vrijednosti nešto niže: 4 – 6 MPa uz predobradu i 2 – 4 bez predobrade.

Prednosti tih materijala za nadoknadu destruiranih zubnih tkiva jesu visok postotak izlučivanja fluorida (profilaksa karijesa), dobra adhezija na tvrda zubna tkiva mliječnih i mladih trajnih zuba, minimalna preparacija kaviteta. Nedostaci su relativno slaba čvrstoća i niska otpornost na abraziju, osjetljivost na vlagu tijekom stvrdnjavanja, površinske frakture materijala zbog vezanja vode unutar materijala, dugo vrijeme stvrdnjavanja te relativno slabija estetika od drugih obojenih dentalnih materijala. Prikladni su osobito za ispune na mliječnim zubima zbog njihova privremenog karaktera (eksfolijacija) te za ART (*Atraumatic Restorative Treatment*), tehniku izrade ispuna na mliječnim zubima bez primjene brusnih (rotacijskih) instrumenata.

Indikacije za uporabu konvencionalnih staklenoionomernih cemenata su podlaganje kaviteta, ispuni I., III. i V. razreda osobito na mliječnim zubima, ART ispuni, pečačenja fisura, preventivni ispuni. Važna indikacija je također i izrada tunelnih preparacija kao način očuvanja aproksimalne plohe zuba uz ekskavaciju karijesne lezije. Kako je u takvim slučajevima nemoguće optički potpuno kontrolirati uklanjanje demineraliziranog dentina, staklenoionomerni cementi su zbog izlučivanja fluora materijal izbora.

#### b) Staklenoionomerni cementi pojačani metalom (CERMET)

Radi poboljšanja mehaničkih svojstava i manje osjetljivosti na abraziju tim su cementima dodane čestice različitih metala (srebro, paladij, platina, zlato). *Cermet* cementi se prema tipu mogu svrstati u klasične staklenoionomerne cemente – stvrdnjavaju se acido-baznom reakcijom. U pedodonciji su indicirani za ispune I., II., V. razreda na mliječnim zubima i tunelne preparacije.

Međutim, u novije vrijeme poboljšanjem svojstava klasičnih i pojavom visokoviskoznih staklenoionomernih cemenata postupno se povlače iz uporabe.

### c) Staklenoionomerni cementi modificirani smolom (hibridni)

Dodatkom organskih smola klasičnim staklenoionomernim cementima poboljšala su se mehanička svojstva, rukovanje, adhezija na tvrda zubna tkiva uz istodobno zadržavanje svih pozitivnih svojstava konvencionalnih staklenoionomernih cemenata.

Smolom modificirani staklenoionomerni cementi sastoje se od kompleksa komponenata uključujući poli(akrilnu)kiselinu ili kopolimer poli(akrilne)kiseline u koju je dodan svjetlosnostvrđavajući postranični lanac (svjetlosnostvrđavajući monomeri – HEMA), Ca-aluminosilikatno staklo, voda. Kod tih materijala smole se polimeriziraju i kopolimeriziraju s modificiranom poliakrilnom kiselinom. Prema načinu stvrđivanja oni nisu pravi staklenoionomerni cementi – uz acido-baznu reakciju postoji i svjetlosna polimerizacija.

Reakcija stvrđivanja je nešto modificirana prema konvencionalnim materijalima i uključuje:

- reakciju kiseline i baze
- reakciju svjetlosno aktivirane polimerizacije smole i
- samoinicirajuću polimerizaciju slobodnih radikala.

Staklenoionomerni cementi stvaraju u doticaju s dentinom zonu izmjene iona (hibridni sloj) te ulaze u dentinske tubule slično adhezivnim sustavima i tako bitno poboljšavaju adheziju i čvrstoću veze s tvrdim zubnim tkivima.

Indikacije za uporabu smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata su podlaganje kaviteta, ispuni I., III. i V. razreda osobito na mlječnim zubima, pečačenja fisura i preventivni ispuni. Prednosti smolom modificiranih prema klasičnim staklenoionomernim materijalima su povećana čvrstoća i smanjena topljivost, visok stupanj izlučivanja iona fluora, što je osobito važno u pedodonciji za ispune na mlječnim zubima, niski stupanj ekspanzije i kontrakcije tijekom polimerizacije te smanjena dehidracija i poroznost na površini materijala. Lakša manipulacija i brzina rada s tim materijalima su važne prednosti tih materijala što je bitno u radu s nekooperabilnom djecom.

Nedostatci te skupine materijala su nedovoljna čvrstoća i niska otpornost na abraziju, polimerizacijska kontrakcija zbog prisutnosti smole, što može dovesti do

stvaranja rubne pukotine te slabija mogućnost poliranja u odnosu na kompozitne materijale. Važno je napomenuti da postoji mogućnost difuzije u okolinu neregirane smole iz materijala što potencijalno može utjecati na biokompatibilnost materijala.

#### d) Visokoviskozni staklenoionomerni cementi

Pojavili su se početkom 1990-ih primarno za izradu ispuna A. R. T. tehnikom (*Atraumatic Restorative Treatment*). Visoka viskoznost tih materijala ostvaruje se dodatkom poli (akrilne kiseline) prahu i finom distribucijom čestica unutar matrice te manjom veličinom čestica (nanotehnologija, hibridne nanočestice punila). Reakcija stvrdnjivanja je ista kao kod konvencionalnih staklenoionomernih cemenata. Prednosti tih materijala su u poboljšanoj čvrstoći i otpornosti na abraziju. Staklenoionomerni materijali općenito pokazuju visoku biokompatibilnost s oralnim tkivima. Reakcija pulpe ograničava se samo na blagu iritaciju kada se rabe kao materijali za ispune. Kada se rabe kao materijali za cementiranje, mogu biti povezani s osjetljivošću pulpe te su u nekim istraživanjima pronađene bakterije u aktivnom metaboličkom stanju i upala pulpe, što može upućivati na eventualno postojanje rubne pukotine. Zbog svojih odličnih mehaničkih svojstava i otpornosti na abraziju oni su materijal izbora za ispune mliječnih zuba, a mogu služiti i kao zamjena za amalgam.

Indikacije za uporabu visokoviskoznih staklenoionomernih cemenata su podlaganje kaviteta, ispuni I., III. i V. razreda osobito na mliječnim zubima, pečačenja fisura i preventivni ispuni.

### Postupci poboljšanja svojstava staklenoionomernih cemenata

Suvremena istraživanja pokazuju da je temperatura važan čimbenik u reakciji stvrdnjivanja. Grijanjem staklenoionomernih materijala u laboratorijskim uvjetima utvrđeno je značajno poboljšanje mehaničkih svojstava materijala te kvalitete adhezije kao i mogućnost „stvrdnjivanja na zahtjev“ (*Command set*). Ova tehnika naziva se i *Thermo-curing*, a u kliničkim uvjetima primjenjuje se aplikacijom polimerizacijske lampe koja emitira temperaturu 50 – 60 °C neposredno nakon postavljanja materijala u kavitet u trajanju od 60 s. Rezultat je čvršći materijal, boljih mehaničkih svojstava, kvalitetnije adhezije i boljeg kliničkog ponašanja uz lakšu i bržu manipulaciju. Ta su svojstva osobito važna u radu s djecom zbog

problema kooperabilnosti. Tijekom grijanja, osim katalitičkog učinka topline na brzinu reakcije, dolazi do boljeg rasporeda molekula unutar materijala (manji gubitak u okolinu) i povećanja ukupne reaktivne površine što omogućuje potpunije stvrdnjivanje. Izolacija površine materijala vazelinom ili smolom u ranoj fazi stvrdnjivanja sprječava difuziju iona u okolinu što također omogućuje potpuniju reakciju. Osim tih promjena vezanih uz brzinu reakcije toplina utječe i na kemijsku strukturu materijala. Unutar materijala događaju se kemijske promjene koje uvjetuju poboljšanje svojstava staklenoionomernih cemenata. Ioni aluminija prelaze iz trovalentnog stanja u 4 – 6 valentno stanje, čime se broj poliakrilnih lanaca povećava, što utječe na poboljšanje mehaničkih svojstava i adhezije na tvrda zubna tkiva. Grijanjem unutar materijala dolazi do povećanja temperature za 6 – 10 °C na različitim debljinama materijala, međutim, to nema štetno djelovanje na pulpu jer se radi o kombinaciji egzotermne (prvih 15 sekunda reakcije) i endotermne reakcije (ostalo vrijeme grijanja) te se aplicirana toplina apsorbira unutar samog materijala tijekom reakcije stvrdnjivanja. Na samoj površini materijala dolazi do povećanja temperature od samo 2 – 3 °C, a na razini 4 mm debljine materijala 4 – 5 °C tijekom grijanja. Najveća promjena (povećanje) temperature događa se na razini 2 – 3 mm unutar materijala. Važno je napomenuti da nisu sve polimerizacijske lampe pogodne za *Thermo-Curing* te treba odabrati onu koja nema ugrađen sustav hlađenja i emitira toplinu 50 – 60 °C ili polimerizacijsku lampu posebno oblikovanu za postupak grijanja staklenoionomernih cemenata.



## LITERATURA

1. Ambarkova V, Goršeta K, Glavina D, Škrinjarić I. The Effect of Fluoridated Dentifrice Formulations on Enamel Remineralisation and Microhardness after in Vitro Demineralization. *Acta Stomatol Croat.* 2011;45(3):159-63.
2. American Dental Association Council on Scientific Affairs. Tooth Whitening/Bleaching: Treatment Considerations for Dentists and Their Patients. September 2009 (revised November 2010.).
3. Comar LP, de Sousa BM, Grizzo LT, Buzalaf MAR, Magalhaes AC. Evaluation of fluoride release from experimental  $TiF_4$  and NaF varnishes in vitro. *J Appl Oral Sci.* 2014;22(2):138-43.
4. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. Viscous glass-ionomer cements: A new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int.* 1997;28(10):667-76.
5. Gerth HUV, Dammaschke T, Schafer E, Zuchner H. A three layer structure model of fluoridated enamel containing  $CaF_2$ ,  $Ca(OH)_2$  and FAp. *Dent Mater.* 2007;(23):1521-8.
6. Gerould CH. Electron microscope study of the mechanism of fluorine deposition in teeth. *J Dent Res.* 1945;24:223-33.
7. Goršeta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen R, Škrinjarić I, Hill R, Lynch E. One-Year Clinical Evaluation of a Glass Carbomer Fissure Sealant, a Preliminary Study. *Eur J Prost Restor Dent.* 2014;22(2):67-71.
8. Goršeta K, Ambarkova V, Škrinjarić T, Glavina D. Influence of Dentifrices pH on Enamel Microhardness In Vitro. *Coll Antropol.* 2015;39(2):1-5.
9. Goršeta K, Glavina D, Škrinjarić I. Influence of ultrasonic excitation and heat application on the microleakage of glass ionomer cements. *Aus Dent J.* 2012;57 (4):453-7.
10. Goršeta K, Škrinjarić T, Glavina D. The Effect of Heating and Ultrasound on the Shear Bond Strength of Glass Ionomer Cement. *Coll Antropol.* 2012;36 (49):1307-12.
11. International Standards Organization ISO 11609, Dentistry – toothpastes – requirements, test methods and marketing. 2010.
12. LeGeros RZ. Calcium phosphates in oral biology and medicine. Basel: Karger;1991.
13. Moreno EC. Role of Ca-P-F in caries prevention: chemical aspects. *Int Dent J.* 1993;43:71-80.
14. Mehta AB, Kumari V, Jose R, Izadikhah V. Remineralization potential of bioactive glass and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate on initial carious lesion: An in-vitro pH-cycling study. *J Conserv Dent.* 2014;17(1): 3-7.
15. Porciani PF, Chazine M, Grandini S. A clinical study of the efficacy of a new chewing gum containing calcium hydroxyapatite in reducing dentin hypersensitivity. *J Clinic Dent.* 2014;25(2):32-6.
16. Randall J, Seow W, Walsh L. Antibacterial activity of fluoride compounds and herbal toothpastes on *Streptococcus mutans*: An in vitro study. *Aust Dent J.* 2015;60(3):368-74.

17. Reynolds EC. Contents of toothpaste – safety implications. *Aust Prescr.* 1994;17: 49-51
18. Riley P, Lamont T. Triclosan/copolymer containing toothpastes for oral health. *Cochrane Database Systemat Rev.* 2013;(12). Art. No.: CD 010514.
19. Robinson C. Enamel maturation: a brief background with implications for some enamel dysplasias. *Front Physiol.* 2014;5:388.
20. Robinson C, Yamamoto K, Connell SD, Kirkham J, Nakagaki H, Smith AD. The effects of fluoride on the nanostructure and surface pK of enamel crystals. an atomic force microscopy study of human and rat enamel. *Eur J Oral Sci.* 2006;114:1-10.
21. Škrinjarić K, Negovetić Vranić D, Glavina D, Škrinjarić I. Heat-treated glass ionomer cement fissure sealants: retention after 1 year follow-up. *Int J Paediatr Dent.* 2008;18(5):368-73.
22. Škrinjarić K, Negovetić Vranić D, Glavina D, Škrinjarić I. Heat-treated glass ionomer cement fissure sealants: retention after 1 year follow-up. *Int J Paediatr Dent.* 2008;18(5):368-73.
23. Varoni E, Tarce M, Lodi G, Carrassi A. Chlorhexidine (CHX) in dentistry: state of the art. *Minerva Stomatol.* 2012;61:399-419.
24. Walsh T, Worthington HV, Glenny AM, Appelbe P, Marinho VC, Shi X. Fluoride toothpastes of different concentrations for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev.* 2010;20 (1): CD 007868.
25. Wei SHY, Forbes W C. X-ray diffraction and analysis of the reactions between intact and powdered enamel and several fluoride solutions. *J Dent Res.* 1968;47:471-77.
26. Welbury R, Duggal MS, Hosey MT. *Paediatric Dentistry*, 3. izd. Oxford: Oxford University Press, 2005.



# Materijali u restaurativnoj dentalnoj medicini i endodonciji

6. Kompozitni materijali i adhezijski sustavi  
Zrinka Tarle, Eva Klarić ..... 108
7. Dentalni amalgami  
Nada Galić, Goranka Prpić-Mehičić ..... 128
8. Materijali za punjenje korijenskog kanala  
Ivica Anić, Nada Galić ..... 147

## 6. POGLAVLJE

---

# Kompozitni materijali i adhezijski sustavi

Zrinka Tarle, Eva Klarić

*Kompozit se definira kao kombinacija dvaju ili više različitih materijala s jasnim graničnim spojem između komponenti i svojstvima boljim od pojedinačnih komponenti.*

*Organske smolaste matrice miješaju se s određenom količinom anorganskih čestica punila i povezuju međugraničnim vežućim sredstvom, a u malim količinama dodaju im se ostali sastojci, koji pridonose poboljšanju sveukupne kvalitete materijala, kao što su stabilizatori boje, inhibitori i inicijatori, odnosno aktivatori polimerizacije, rendgenska kontrastna sredstva te različiti pigmenti. Kompozitni materijali rabe se za brojne indikacije u dentalnoj medicini kao što su ispuni (trajni i privremeni), pečaćenja, cementi i dr. Kliničke indikacije pojedinoga kompozitnog smolastog materijala ovise o njegovu sastavu, polimernoj matrici, udjelu i veličini punila, silanizirajućem sredstvu i modulatorima polimerizacije.*

*Adhezija je spajanje različitih materijala privlačenjem atoma i molekula. Adhezijski sustavi imaju ulogu posrednika u vezanju i retenciji kompozitnih materijala uz tvrda zubna tkiva. Temelj adhezije je zamjena minerala uklonjenog iz zuba smolastim monomerom koji se pri polimerizaciji mikro-mehanički uklješćuje u stvorenim porama. Adhezijski sustavi sastoje se od tri zasebne ili dijelom spojene komponente specifičnog djelovanja. To su: jetkajuća ili kondicionirajuća otopina – odgovorna je za demineralizaciju supstrata i ekspaniranje ogoljele kolagene mreže. Primer kao temeljni namaz, odnosno promotor adhezije – odgovoran je za infiltraciju, prožimanje supstrata. Adheziv ili bond kao završni premaz, odgovoran je za završno oblikovanje hibridnog sloja, smolastih zubaca i lateralnih mikrozubaca konačnom polimerizacijom.*

## Kompozitni materijali

Kompoziti koji se rabe u dentalnoj medicini su spoj tvrdih (neorganskih) i mekih (organskih) čestica. Neorganske čestice utječu na čvrstoću, tvrdoću i termički koeficijent ekspanzije, a organske utječu na plastičnost te vrijeme i način stvrdnjavanja.

### POVIJESNI PRIKAZ PRIMJENE KOMPOZITNIH MATERIJALA U DENTALNOJ MEDICINI

Kompozitni materijali se rabe u dentalnoj medicini od 1960-ih godina. Pojavili su se na tržištu najprije kao materijal izbora za opskrbu prednjih zuba, a 1990-ih su počeli zamjenjivati amalgam kao univerzalni materijal za ispun kaviteta. Rafael L. Bowen tvorac je kompozitne smole bisfenol A glicidil dimetakrilat, danas poznat kao akronim Bis-GMA ili Bowenova smola. Od tada se kompozitni materijali kontinuirano unaprjeđuju u smislu optimizacije anorganskog punila, organskog matriksa i fotoinicijatora kako bi se postigla što bolja, mehanička, biološka i estetska svojstva.

Značajni iskoraci u povijesnom razvoju kompozitnih materijala nakon 1960-ih učinjeni su sredinom 1970-ih, kad se osim samopolimerizirajućih materijala uvode i fotopolimerizirajući koji stvrđuju pod utjecajem UV svjetla, a 1977. uvodi se polimerizacija vidljivim svjetlom. U kasnim 1970-im, uz BIS-GMA, uvode se novi monomeri te, nakon makropunjenih, i mikropunjeni kompoziti. Ranih 1980-ih pojavljuju se hibridni kompozitni materijali. Sredinom 1980-ih uz direktne ispune, kompoziti se počinju rabiti i u indirektnim postupcima. Kasnih 1980-ih nastaju hibridni kompozitni materijali s malim česticama.

Sredina 1990-ih obilježena je pojavom tekućih, kondenzibilnih i mikrohibridnih kompozitnih materijala. God. 2000. razvijaju se nanopunjeni i nanohibridni kompozitni materijali. Nakon toga dostupni postaju niskoskupljajući kompozitni materijali, a 2010. samojetkajući tekući kompoziti. U to doba pojavljuju se i *bulk* kompozitni materijali koji mijenjaju do tada imperativni koncept slojevitog postavljanja materijala u kavitet.

## KLASIFIKACIJA KOMPOZITNIH MATERIJALA

Postoji nekoliko klasifikacija kompozitnih materijala. Najviše se rabe:

- I. Podjela kompozitnih materijala temeljenih na veličini čestica punila:
  1. makropunjeni (tradicionalni, konvencionalni) kompozitni materijali
  2. mikropunjeni kompozitni materijali
  3. hibridni kompozitni materijali (mikrohibridni kompoziti)
  4. kompozitni materijali s nanopunilom
- II. Podjela kompozita prema kliničkoj primjeni:
  1. Kompozitni materijali za preventivno pečačenje jamica i fisura – tekuće kompozitne smole s niskim udjelom punila. Nanose se izravno na jetkanu caklinu, bez aplikacije adhezijskog sustava.
  2. Visokoviskozni kompozitni materijali za direktne ispune – namijenjeni su za ispune u prednjem i stražnjem segmentu. Kompozitni materijali za ispune u prednjem segmentu, sadržavaju mikropunilo zbog bolje estetike i slabijeg žvačnog pritiska, dok su materijali namijenjeni za primjenu u stražnjem području, obično hibridni s boljim mehaničkim svojstvima. Univerzalni (najčešće mikrohibridni i nanohibridni) kompoziti imaju zadovoljavajuću estetiku i mehanička svojstva te se mogu primjenjivati u prednjem i stražnjem segmentu.
  3. Tekući kompozitni materijali – karakterizira ih niži udio anorganskog punila, niska viskoznost te niži modul elastičnosti. Nisu pogodni za rekonstrukcije u području visokog žvačnog tlaka. Preporučuju se za kavitete V. i III. razreda, za minimalnoinvazivne preparacije te kao podloga ili *liner* gdje djeluju kao elastični amortizirajući sloj koji smanjuje naprezanje nastalo djelovanjem okluzijskog opterećenja.
  4. *Bulk* kompozitni materijali – mogu biti visokoviskozni i preporučuju se za kavitete prvog, drugog i šestog razreda. Postavljaju se u *bulk* (tehnika debelog sloja) tehnici i imaju veći udio anorganskog dijela. Punjeni su poroznim ili nepravilnim česticama punila različite veličine, a u kavitet se postavljaju u sloju do 4 mm debljine i svjetlosno se obasjavaju 20 sekunda (LED polimerizacijskim svjetlom minimalne snage 550 mW/cm<sup>2</sup>). Viskozniji su nego standardni kompozitni materijali te je s njima moguće ostvariti bolji interproksimalni kontakt. Novije generacije *bulk* materijala spadaju u skupinu nanohibridnih kompozita i njihovo polime-

rizicijsko skupljanje iznosi 1,9 %. U svojem sastavu posjeduju inhibitore koji smanjuju osjetljivost na svjetlo što omogućuje dulje vrijeme rukovanja, tj. modelacije. Posebno patentirani fotoinicijatori omogućuju brzu polimerizaciju do dubine od 4 mm, a također posjeduju i komponente za smanjenje kontrakcije i naprezanja tijekom polimerizacije. Druga skupina *bulk* materijala su tekući materijali, iznimno malog polimerizacijskog naprezanja.

Također se rabe u debelome sloju od 4 mm, ali zahtijevaju nadsloj od viskoviskoznoga materijala otpornog na sile žvakanja te dostatne tvrdoće.

5. Laboratorijski kompoziti – rabe se za laboratorijsku izradu krunica, *inlaya*, ljuskica i bezmetalnih mostova.
6. Kompoziti za izradu bataljka – rabe se u slučajevima kad je potrebno nadomjestiti izgubljeno tvrdo zubno tkivo koje će služiti kao potpora krunici. Polimeriziraju se svjetlosno ili mogu biti i svjetlosno i kemijsko polimerizirajući.
7. Kompoziti za privremene restauracije – sprječavaju pomak bataljka do izrade konačnog protetičkog rada, služe za zaštitu dentinske rane, rubova preparacije, uspostavu vertikalne dimenzije i pomoć u planiranju konačnoga protetičkog rada.
8. Kompoziti temeljeni na siloranu – posjeduju prstenasti siloranski monomer. Siloranska baza je biokompatibilna, hidrofobna i manje sklona kontrakciji, a prilikom polimerizacije silorana dolazi do otvaranja prstena čime se dobiva volumen koji kompenzira smanjenje volumena koje nastaje približavanjem molekula silorana. Taj materijal ima volumnu kontrakciju manju od 1 %. Rabe se za ispune u stražnjem segmentu.
9. Kompomer – riječ kompomer označuje kombinaciju kompozinog materijala i staklenoionomernog cementa. Materijal posjeduje poliakrilne, polikarboksilatne kiseline i monomer kao i čestice fluoroaluminosilikatnog stakla veličine 0,2 – 10  $\mu\text{m}$ . Kompomeri otpuštaju fluoride, a za retenciju na tvrda zubna tkiva trebaju poseban adhezijski sustav.  
Rabe se za izradu manjih ispuna, bez visokih estetskih zahtjeva.
10. Ormoceri – posjeduju osim organskog i anorganski matriks. Monomeri su bolje uključeni u sastav matriksa pri čemu se smanjuje njihovo naknadno otpuštanje. Sastoje se od tri komponente: organskih i anorganskih dijelova i polisiloksana.

III. Prema konzistenciji/viskoznosti kompoziti se dijele na:

1. kompozitni materijali za preventivno pečaćenje jamica i fisura
2. tekući kompozitni materijali
3. kompozitni materijali visoke viskoznosti.

IV. Prema boji i transparentnosti:

1. dentinske boje – opakne, neprozirne boje poput dentina
2. caklinske boje – posjeduju translucenatnost cakline
3. transparentne boje – za incizalne bridove i vrhove kvržica
4. cerviksne boje – za ogoljene zubne vratove (postoje čak i u ružičastoj boji gingive)
5. posebne boje-pigmenti.

V. Prema broju komponenti/načinu polimerizacije:

1. Dvokomponentni sustavi – polimeriziraju kemijskim putem (sustavi: pasta/pasta, pasta/tekućina, prah/tekućina). Obje komponente sadržavaju smjesu organskog i anorganskog dijela. Jedna komponenta sadržava oko 0,5 % inicijatora (benzoil-peroksid), a druga komponenta sadržava oko 1 % aktivatora (aromatični tercijarni amini). Miješanjem dviju smjesa započinje polimerizacija koja završava u kavitetu nakon 4 – 5 minuta.
2. Jednokomponentni sustavi – polimerizirani svjetlosnim putem. Sadržavaju fotoaktivator (kamforokinon, fenilpropandion, *Lucirin* TPO, *Irgacure* 819), a polimerizacija započinje osvjetljavanjem kompozitnog materijala plavim svjetlom. Pri ekspoziciji svjetlu, kamforokinon prelazi u pobuđeno stanje. Uzima elektron od amina i dolazi do stvaranja slobodnih radikala koji zatim iniciraju proces polimerizacije. Tercijarni amin je poznat kao koinicijator, odnosno ne apsorbira svjetlo, ali reagira s aktiviranim fotoinicijatorom kako bi došlo do stvaranja slobodnih radikala. Prisutni su i inhibitori kako bi održali stabilnost na svjetlu.



## ZAHTEVI ZA PRIMJENOM KOMPOZITNIH MATERIJALA U DENTALNOJ MEDICINI

Od kompozitnih materijala se očekuje da su toplinski inertni i sposobni vezati se za tvrda zubna tkiva kemijski i mikromehanički (posredovanjem adheziva), pri čemu se štedi zubno tkivo prilikom preparacije i uklanjanja karijesa. Kompozitni materijal bi trebao biti biokompatibilan, tj. ne smije biti toksičan, niti podraživati pulpu i druga tkiva. Mora imati dobra fizička i mehanička svojstva, tj. posjedovati dovoljnu tvrdoću i čvrstoću nakon polimerizacije kao i otpornost na žvačni tlak koji mu osiguravaju trajnost i postojanost. Mora štiti zubnu pulpu od štetnih vanjskih utjecaja, a to uključuje termičku i fizičku izolaciju.

Kompozitni materijali moraju zadovoljiti i estetski što znači da boja materijala mora odgovarati estetskim standardima. U budućnosti cilj je razviti materijal koji uključuje bolju čvrstoću i otpornost na lom, smanjeno polimerizacijsko skupljanje s posljedičnim naprezanjem, adheziju uz zubne strukture bez posredovanja adheziva, inkorporaciju antibakterijskih sredstava uz ojačanje remineralizacijskog potencijala.

## SASTAV KOMPOZITA

Dentalni kompoziti se sastoje od tri dijela: organske smolaste matrice, anorganskih čestica punila i međugraničnoga vežućeg sredstva. Osim toga, sadržavaju još brojne dodatke u malim količinama kao što su stabilizatori boje, inhibitori i inicijatori, odnosno aktivatori polimerizacije, rendgenska kontrastna sredstva te različiti pigmenti.

**Organska smolasta matrica** je monomer velike molekularne mase kao što je bisfenol-A-glicidil metakrilat (Bis-GMA) ili uretan dimetakrilat (UDMA). Relativno je rigidan polimer jer ima dva benzenska prstena blizu centra. Dva su nedostatka Bis-GMA; upitna stabilnost boje i visoka viskoznost. Za smanjenje viskoznosti dodaju se niskomolekularni monomeri kao što su trietilenglikol-dimetakrilat (TEGDMA) i etilenglikol-dimetakrilat (EDMA). Osim što smanjuju viskoznost Bis-GMA, povećavaju križno povezivanje monomera te konačnu čvrstoću. UDMA (uretan dimetakrilat) se također često rabi kao organska komponenta u kompozitnim materijalima i ima nisku viskoznost. Osim navedenih, kao modifikatori viskoznosti dolaze i BIS-EMA (bisfenol-A-etil metakrilat), EGDMA (etilenglikol-dimetakrilat), DEGDMA (dietilenglikol-dimetakrilat), MMA (metil metakrilat), MAA (metakrilna kiselina), HEMA (2-hidroksietilmetakrilat) i

dr. Budući da količina organskog punila utječe na polimerizacijsko skupljanje, pokušalo se taj nedostatak ublažiti dodatkom ekspandirajućih monomera kao što su spiroortokarbonati (SOC). Međutim, SOC nisu našli širu primjenu zbog nekompatibilnosti s ostalim monomerima prisutnim u organskoj matrici.

**Anorgansko punilo** čine čestice koloidnog silicija, barij-silikata, stroncij/borosilikatnog stakla, kvarca, cinkova silikata, litij-aluminijeva silikata, itrijevog i iterbijevog trifluorida. Stupanj poliranosti kompozitnog materijala uvjetovan je veličinom čestica punila. Općenito, što je manji promjer čestica, to će lakše biti ispolirati kompozitni ispun. Fizička svojstva kompozitnih materijala određena su količinom anorganskog punila, odnosno, što je viši udio punila, to su bolja fizička svojstva kompozitnog materijala jer je manji udio smole (npr. termički koeficijent ekspanzije, apsorpcije vode, polimerizacijsko skupljanje opada, dok modul elastičnosti, tlačna i vlačna čvrstoća rastu). Udio anorganskog punila može biti izražen u volumnom ili težinskom udjelu. Češće se rabi težinski nego volumni udio. Postoji više načina klasifikacije veličine čestica punila. Jedan od načina je: makropunilo – veličina čestica 10 – 100  $\mu\text{m}$ , midipunilo – veličina čestica 1 – 10  $\mu\text{m}$ , minipunilo – veličina čestica 0,1 – 1  $\mu\text{m}$ , mikropunilo – veličina čestica 0,01 – 0,1  $\mu\text{m}$  nanopunilo – veličina čestica 0,005 – 0,01  $\mu\text{m}$ .

**Vežuće sredstvo** osigurava trajnu vezu punila s organskom smolom sprječavajući hidrolitičku degradaciju spoja punilo/smola koja bi mogla rezultirati lomovima u smoli, te omogućujući raspodjelu naprezanja između smole i punila. Najčešće vežuće čestice silanizirajućeg spojnog sredstva su organosilani, najčešće  $\gamma$ -metak-siloksi-propil-trimetoksi silan. Silanizirajući agens je bifunkcionalna molekula. Silanizirajuće skupine na jednom kraju vežu se za hidroksilne skupine anorganskog punila preko reakcija kondenzacije i tako ostvaruju siloksanske sveze. Metakrilatne skupine na drugom kraju podliježu adicijskoj polimerizaciji pri svjetlosnoj ili kemijskoj aktivaciji stvrdnjavanja smole.

**Inicijatori polimerizacije** rabe se kod kemijsko stvrdnjivajućih smola, a najčešće se rabe benzoil-peroksid i tercijarni amini (N,N-dimetil-p-toluidin i N,N-dihidroksietil-p-toluidin) koji služe kao izvor slobodnih radikala. Za svjetlosno stvrdnjivajuće kompozitne materijale, rabi se diketon fotoaktivator, kao što je kamforkinon (s maksimumom apsorpcije na 468 nm) u vezi s tercijarnim alifatskim aminom, kao što je N,N-dimetil aminoetil metakrilat, te manje žuti fotoinicijatori s nižim maksimumom apsorpcije kao što su: fenilpropandion (PPD) (s maksimumom apsorpcije na 410 nm), lucirin TPO (s maksimumom apsorpcije između 385 nm) i *Irgacure* 819 (s maksimumom apsorpcije na 397 nm).

**Inhibitori polimerizacije** sprječavaju spontanu polimerizaciju pri danjem svjetlu ili svjetlu reflektora, a najčešće se rabe monometil eter ili hidrokinon. Osim njega, rabe se monometilni eter hidrokinon i butilirani hidroksitoluen.

**Apsorberi UV zraka** (ili UV stabilizatori) se dodaju zbog stabilnosti boje apsorpcijom elektromagnetnog zračenja koje može uzrokovati diskoloraciju. Najčešće se rabi 2-hidroksi-4-metoksi-benzofen.

## STRUKTURA KOMPOZITNIH MATERIJALA

Kompozitni smolasti materijal stvrdnjuje konverzijom molekula monomera u makromolekule polimere križnim povezivanjem stvarajući pritom mrežu u koju se uklješte čestice anorganskog punila. Stvrdnjivanje kompozitnog materijala započinje osvjetljivanjem plavim svjetlom halogen ili LED žarulje. Inicijator u većini smolastih kompozitnih materijala jest kamforkinon koji reagira u intervalu valnih duljina od 400 – 500 nm s maksimumom apsorpcije na 468 nm. Stvrdnjivanje kompozita odvija se putem tzv. radikalne polimerizacije u tri stupnja:

1. inicijacija – homolitičkom razgradnjom fotoinicijatora dolazi do oslobađanja primarnog radikala, koji adicijskom reakcijom s monomerom stvara novi slobodni radikal
2. rast ili propagacija lančane reakcije – uzastopna adicija velikog broja molekula monomera uz nastanak makromolekularnih radikala
3. zaustavljanje ili terminacija rasta makromolekula – povećanjem koncentracije polimerizacije dolazi do bimolekularnih reakcija nastalih radikala i zaustavljanja rasta lančanih makromolekula.

Prva faza polimerizacije kompozita naziva se prijelazijska faza u kojoj materijal može kontrolirati i kompenzirati polimerizacijsko skupljanje. Organska matrica je u viskoznom plastičnom obliku, koji joj omogućuje „tečenje“ materijala te pomicanje monomera u organskoj matrici. Nastavkom polimerizacije slijedi homogenizacija materijala, odnosno gel točka u kojoj više nije moguće bilo kakvo kretanje, a označuje prelazak iz prijelazijske faze u poslijegelacijsku. Gelacija se može prikazati kao trenutak kada tijek molekula u materijalu više ne može kompenzirati skupljanje. Ukupno skupljanje materijala određuje prijelazijska faza. Poslijegelacijska faza ili faza vitrifikacije smatra se odgovornom za pojavu napetosti i naprezanja.

## SVOJSTVA KOMPOZITNIH MATERIJALA

Fizičkomehanička svojstva kompozitnih smola određuju njihova tvrdoća, čvrstoća, elastičnost, otpornost na savijanje, kidanje, torziju, trošenje, toplinska i električka provodljivost, polimerizacijsko skupljanje, hidropska i termička ekspanzija. Ta svojstva određuju restaurativnu vrijednost samog materijala i trajnost restauracije. Među nepoželjna svojstva ubrajaju se: polimerizacijsko volumetrijsko skupljanje, hidropska ekspanzija i termička ekspanzija. Naprezanje zbog polimerizacijskog skupljanja može u značajnoj mjeri utjecati na stvaranje rubne pukotine i kompromitaciju trajnosti restaurativnog zahvata. Taj problem danas se pokušava kompenzirati promjenom sastava materijala (ekspandirajući monomeri), slojevitom tehnikom postavljanja materijala u kavitet i optimalnom polimerizacijom materijala.

## PROIZVODNI PROCESI KOMPOZITNIH MATERIJALA

Smolasti kompozitni materijal je trodimenzijska kombinacija najmanje dvaju različitih materijala, koji su međusobno povezani jasno prepoznatljivom silanskom svezom. Organske smolaste matrice miješaju se s određenom količinom anorganskih čestica punila i povezuju međugraničnim vežućim sredstvom, a u malim količinama dodaju im se ostali sastojci, koji pridonose poboljšanju sveukupne kvalitete materijala, kao što su stabilizatori boje, inhibitori i inicijatori, odnosno aktivatori polimerizacije, rendgenska kontrastna sredstva te različiti pigmenti. Svi dijelovi kompozita miješaju se u za to posebno pripremljenim mješalicama i nakon toga se gotov materijal unosi u tamne tube ili kompule.

## PRIMJENA KOMPOZITNIH MATERIJALA

Kompozitni materijali se rabe za brojne indikacije u dentalnoj medicini. Kliničke indikacije pojedinog kompozitnog smolastog materijala ovise o njegovu sastavu, polimernoj matrici, udjelu i veličini punila, silanizirajućem sredstvu i modulatorima polimerizacije.

Kompozitne smole s mikropunilom indicirane su za restoracije kaviteta III., IV. i V. razreda te minimalne korekcije zubnog oblika, položaja i diskoloracije. Hibridne kompozitne smole preporučuju se za restoracije I. i II. razreda na stražnjim zubima, izgradnju dentinske jezgre kod kaviteta IV. razreda te kompozitne *inlaye*. Mikrohibridne kompozitne smole indicirane su za direktne restoracije na stra-

žnjim zubima te labijalne fasete kao i rekonstrukcije zubnog oblika i diskoloracija. Kondenzibilne kompozitne smole indicirane su za restoracije I. i II. razreda srednje veličine na stražnjim zubima. Tekuće kompozitne smole indicirane su za sve mikropreparacije, jamice i fisure, cervikalne defekte kao i *linere* odnosno prvi sloj za srednjeduboke i duboke kavitete.

## BIOLOŠKI ODGOVOR TKIVA NA KOMPOZITNE MATERIJALE

Brojne komponente mogu biti otpuštene iz kompozita u usnu šupljinu. Poznata su dva osnovna mehanizma otpuštanja komponenata: prvo, nevezani monomer i/ili dodatci mogu se otpuštati nakon završetka polimerizacije, drugo, s vremenom dolazi do degradacije ili erozije, a samim time dolazi do otpuštanja pojedinih komponenti. Degradacija polimera ponajprije nastaje kao posljedica hidrolize ili katalize uzrokovane enzimima, pri čemu dolazi do loma polimernih lanaca u oligomere i konačno u monomere, dok se pod erozijom smatra gubitak materijala iz polimerne strukture. Apsorpcija vode ili otapala utječe na kemijsku degradaciju i lom lanaca na oligomere ili monomere. Kompoziti temeljeni na Bis-GMA/TEGDMA smolama, kao i oni koji u svom sastavu posjeduju 4-META/MMA smole pokazuju bolju biokompatibilnost u odnosu na kompozite koji u svom sastavu imaju 2-hidroksi-etil-metakrilat (HEMA). Organske komponente iz nepolimeriziranih materijala mogu doći u kontakt sa slinom pacijenta ili s kožom terapeuta i uzrokovati lokalne alergijske reakcije.

Neželjene nuspojave kompozitnih materijala mogu biti posljedica toksičnih ili alergijskih reakcija koje mogu biti lokalne i/ili sustavne. Na oralnoj mukozu mogu biti vidljive površinske iritacije praćene proliferacijom epitela, kao i lihenoidne reakcije. Sustavne reakcije su rijetke, no zabilježene su reakcije preosjetljivosti, dok u pulpi može doći do pojave hiperemije ili nekroze. Kako bi se izbjeglo štetno djelovanje i otpuštanje komponenti iz kompozita predlaže se dovoljna polimerizacija, praćenje ispravnosti i snage polimerizacijskih uređaja, te optimalna udaljenost između lampe i ispuna prilikom polimerizacije.

## LITERATURA

1. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125:687-701.
2. Bottenberg P, Jacquet W, Alaerts, Keulemans F. A prospective randomized clinical trial of one Bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: five-year results. *J Dent.* 2009;37:198-203.
3. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011; 90(4): 402-16.
4. Durner J, Spahl W, Zaspel J, Schweikl H, Hickel R, Reichl FX. Eluted substances from unpolymerized and polymerized dental restorative materials and their Nernst partition coefficient. *Dent Mater.* 2010;26:91-9.
5. Ferracane JL. Resin composite – State of the art. *Dent Mater.* 2011;27:29-38.
6. Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicol Int.* 2012;19(3):225-34.
7. Hellwig W, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Köln. Deutscher Zahnärzte Verlag. 2013.
8. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behaviour and abilities. *Dent Mater J.* 2006;25:445-54.
9. Illie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011;56(1 Suppl):59-63.
10. Imazato S, Horikawa D, Takeda K, Kiba W, Izutani N, Yoshikawa R, i sur. Proliferation and differentiation potential of pluripotent mesenchymal precursor C2C12 cells on resin-based restorative materials. *Dent Mater J.* 2010;29:341-6.
11. Jerolimov i suradnici. Osnove stomatoloških materijala. J. Šutalo. Smolasti kompozitni materijal. 188-200. Zagreb, 2005. Dostupno na <http://www.sfzg.hr>.
12. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983;4:480-8.
13. Marovic D, Tauböck TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk-fill resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2014; early Online, 1-7.
14. Neumann MG, Miranda Jr WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005;33:525-32.
15. Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. *Dent Mater.* 2007;23:1173-80.
16. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites – changes at 24 hours post cure. *Oper Dent.* 2015;40(3):92-101.

17. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:97-116.
18. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring – a review. *Dent Mater.* 2011;27:39-45.
19. Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent.* 2009;34(3):306-11.
20. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000;12:300-8.
21. Šutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Zagreb. Grafički zavod Hrvatske, 1988.
22. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig.* 2015;19(4):831-40.
23. Tarle Z, Meniga A, Knežević A, Šutalo J, Ristić M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002;29(7):662-67.
24. Tarle Z, Knežević A, Demoli N, Meniga A, Šutalo J, Unterbrink G, Ristić M, Pichler G. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent.* 2006;31-2:219-26.
25. Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dent Mater.* 2004;20:277-85.

## Adhezijski sustavi

Adhezija je spajanje različitih materijala privlačenjem atoma i molekula. Adhezijski sustavi imaju ulogu posrednika u vezanju i retenciji kompozitnih materijala uz tvrda zubna tkiva. Temelj adhezije je zamjena minerala uklonjenog iz zuba smolastim monomerom koji se pri polimerizaciji mikromehanički uklješćuje u stvorenim porama.

### POVIJESNI PRIKAZ ADHEZIJSKIH SUSTAVA

Koncept vezanja smola uz tvrda zubna tkiva počeo je 1955. godine uvođenjem postupka jetkanja cakline fosfornom kiselinom. Buonocore je uočio mikromehaničku retenciju polimetilmetakrilatne smole (PMMA) u caklini. Jedan od njegovih studenata, John Gwinett, elektronskim je mikroskopom detaljno proučavao spoj cakline i adheziva. Uočio je da adhezijska smola može penetrirati u jetkane caklinske prizme i obaviti kristale apatite. To je zapravo bio prvi hibridni sloj, premda termin tada nije bio uveden. Prošlo je puno vremena prije spoznaje kako uspješno vezati kompozitni materijal uz dentin. Nakabayashi je 1982. otkrio mikromehaničku retenciju u dentinu, odnosno prvi je pokazao pravu hibridizaciju jetkanog dentina, što je početak suvremenog koncepta adhezije u caklini i dentinu. S obzirom na to da su caklina i dentin strukturno različiti, razlikuju se i postupci adhezije na oba tkiva.

Fusayama je uveo koncept totalnog jetkanja (simultano jetkanje cakline i dentina), tehniku koja je bila odbijana od strane američkih i europskih doktora dentalne medicine zbog bojazni od nepovoljnog utjecaja na pulpu. Međutim, razlog problema je bakterijsko propuštanje, a ne kiselina, ako je debljina dentina 0,5 mm. Prva i druga generacija adheziva uvedene su tijekom 1960-ih i 1970-ih godina. Danas više nisu u uporabi. Treća generacija adheziva uvedena je 1980-ih, a rabila je kiselinu za jetkanje, ali i *primere* koji su se nakon toga nanosili na dentin kako bi pojačali snagu sveze. Četvrta generacija pojavila se ranih 1990-ih i primijenjivala je tehniku jetkanja, nakon čega se odvojeno nanosio *primer* i nakon njega *bond*. Peta generacija pojavila se polovinom 1990-ih godina, a predmnijevala je tehniku jetkanja, nakon čega se primijenjivao *primer* i *bond* u istoj bočici. Šesta generacija pojavila se krajem 1990-ih i početkom 2000-ih godina i ovdje je riječ o samojetkajućim adhezivima koji u svom sastavu imaju kisele samojetkajuće *primere*. Posebna faza jetkanja cakline i dentina ovdje je zamijenjena primjenom kiselih *primera* koje



se nanose na caklinu i dentin nakon preparacije, s time da se kiseli *primer* i *bond* (smola) mogu prethodno pomiješati i nakon toga nanijeti na pripremljenu caklinu i dentin ili se prvo nanosi kiseli *primer*, pa onda *bond*. Sedma generacija adheziva uvedena je 2002. godine i podrazumijeva „sve u jednom“ tehniku samojetkajućih adheziva kod kojih se kiseli *primer* i *bond* nalaze u jednoj bočici.

## KLASIFIKACIJA ADHEZIJSKIH SUSTAVA

Adhezijski sustavi dijele se:

1. prema generacijama
2. prema broju komponenti
3. prema broju faza rada
4. prema otapalu
5. prema interakciji sa zubnim tkivom.

Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema generacijama je kronološka klasifikacija. Često se navode i podjela adhezijskih sustava prema broju komponenti u sustavu ili broju faza u radu. S obzirom na znanstvenu nelogičnost, ispravno je razmatrati adhezijske sustave prema otapalu te interakciji sa zubnim tkivom.

### Podjela adhezijskih sustava prema otapalu

Otapala u suvremenim adhezivima su: aceton, voda i alkohol. Imaju ulogu transportirajućeg sredstva za monomere *primera* te poboljšavaju vlaženje i penetraciju. Otapalo determinira vezanje na vlažan ili suhi dentin. Jedno od ključnih pitanja je kako posušiti dentin i razlučiti što je to vlažan, odnosno suhi dentin. Dentin je vlažan nakon nježnog ispuhivanja zrakom ili apsorpcije vode sterilnom vaticom, sjajne je površine bez vidljive vode, dok se suhi dentin osigurava ispuhivanjem do površine koja nije sjajna, ali ni presušena. Presušivanje ili pak vlažna površina dentina dovode do nanopropuštanja, mikropropuštanja i preosjetljivosti. Temelj interakcije materijala i dentina je infiltracija vodom popunjenih prostora između kolagenih fibrila hidrofilnim monomerom i zamjenom vode polimerizirajućom organskom matricom, nakon evaporacije otapala. Kako aceton nema sposobnost reekspandiranja i infiltracije kolabirane, presušene kolagene mreže, acetonski adhezivi se nanose na vlažan dentin gdje je kolagena mreža u ekspaniranom stanju.

Voda kao otapalo ima izvrsnu sposobnost vlaženja i reekspandiranja kolagene mreže te se nanosi na suh dentin kako ne bi dodatno razrijedio monomer. Alkohol karakterizira mogućnost funkcioniranja u vlažnom i u suhom dentinu.

## Podjela adhezijskih sustava prema interakciji sa zubnim tkivom

1. Jetkajuće/ispirujući adhezijski sustavi.
2. Samojetkajući adhezijski sustavi.
3. Staklenoionomerni adhezijski sustavi.

**Jetkajuće/ispirujući adhezijski sustavi** predmnijevaju zasebne faze jetkanja i ispiranja. Mogu se aplicirati u tri koraka: jetkanje kiselinom, temeljni premaz – *primer* i konačni premaz – adheziv ili neke od ovih faza mogu biti spojene. Jetkanje uključuje aplikaciju kiseline koja demineralizira 5 – 8  $\mu\text{m}$  površine intertubularnoga dentinskog matriksa kako bi stvorila nanometarske poroznosti unutar kolagenog fibrilarnog matriksa. Drugi korak je aplikacija *primera*. *Primer* je složen kako bi reekspandirao kolabiranu kolagenu mrežu i obložio vlažna kolagena vlakna hidrofilnim monomerom. Ispuhivanjem površine premazane *primerom*, uklanja se otapalo i zaostaje sjajan film na površini. Završni korak je nanošenje hidrofobne smole, adheziva u svrhu završnog popunjavanja međukolagenih pora i stvaranja hibridnog sloja te zubaca smole u tubulima. Rezultat hibridizacije je: izgled kolagena poput čupavog saga, hibridizacija tubularne stijenke i lateralna tubularna hibridizacija.

U svrhu pojednostavnjenja postupka nastali su adhezivi sa spojenom fazom *primera* i adheziva u jednoj otopini (bočici) uz zasebno jetkanje i ispiranje (peta generacija). Kako bi se postigla jednoličnost hibridnog sloja, te poboljšala stabilnost i trajnost sveze, preporučuje se višestruko nanošenje acetonskih adheziva, odnosno uporaba nanopunjenih adheziva. Prednost potpuno jetkajućih adheziva je zadovoljavajuće vezanje uz caklinu i dentin i optimalna debljina hibridnog sloja, a nedostaci su osjetljivost procedure, rizik od pretjeranog jetkanja ili neodgovarajućeg ispiranja, mogućnost ostavljanja presušenog ili prevlažnog dentina i nedostatnog prožimanja demineraliziranog dentina.

**Samojetkajući adhezijski sustavi (SAS)** (šesta i sedma generacija) su adhezivi koji ne zahtijevaju zasebno jetkanje jer sadržavaju kisele monomere koji simultano kondicioniraju i infiltriraju dentalni supstrat. Glavni izazov adhezivima je osigu-

rati jednaku učinkovitost vezanja uz oba zubna tkiva različitih svojstava. Kako je rad s današnjim adhezivima iznimno tehnički osjetljiv i najmanja pogreška klinički rezultira popuštanjem sveze i rubnom degradacijom. Kao posljedica toga, razvili su se samojetkajući adhezivi ugodniji za uporabu i manje tehnički osjetljivi. Klinički ne zahtijevaju postupak jetkanja i ispiranja, čime se smanjuju pogreške koje nastaju pri aplikaciji i rukovanju kiselinom, nisu osjetljivi na uvjete vlažnosti supstrata, što znatno smanjuje poslijeoperacijsku preosjetljivost. Objedinjenje dvije početne faze u adhezijskom tretmanu moguće su zbog primjene tzv. samojetkajućih *primera*, temeljenih na fosfatnim (PENTA, 10-MDP, HEMA-fosfat, diHEMA-fosfat) ili polikarboksilnim monomerima i kiselinama (4-MET, metakrilatna polialkenoična kiselina, maleična i itakonična kiselina). Ti adhezivi otapaju i djelomice demineraliziraju zaostatni sloj, a otopljeni zaostatni sloj i kristali hidroksilapatita ugrađuju se u novonastali hibridni sloj.

Temeljni mehanizam vezanja uz caklinu i dentin je proces izmjene, u kojem minerali uklonjeni iz tvrdog zubnog tkiva bivaju zamijenjeni smolastim monomerima tijekom polimerizacije i mikromehanički ukliješteni u stvorenim poroznostima. Taj se proces naziva hibridizacijom dentina i primarno se temelji na difuziji. Samojetkajući adhezivi imaju dobrobit dodatne kemijske interakcije zbog očuvane određene količine hidroksilapatitnih kristala oko kolagenih fibrila, između funkcionalnih monomera i zubnog supstrata, što uvelike povećava trajnost sveze. Pri uporabi SAS-a hibridni sloj je tanji, ali je zbog usklađene demineralizacije tvrdoga zubnog tkiva i infiltracije smolom jednoličan.

Samojetkajući se adhezivi mogu podijeliti na:

- krajnje blage: pH > 2,5; hibridni sloj je debljine oko 300 nm
- blage: pH je oko 2; hibridni sloj je debljine oko 1  $\mu\text{m}$
- umjereno jake: pH je između 1 i 2; hibridni sloj je debljine između 1 i 2  $\mu\text{m}$
- jake: pH  $\leq$  1; hibridni sloj je debljine nekoliko mikrometara.

Blagi samojetkajući adhezivi samo površinski (1  $\mu\text{m}$ ) demineraliziraju dentin, što uz nužnu mikromehaničku retenciju osigurava i kemijsko vezanje za kalcij preostalog hidroksilapatita. Rezidualni hidroksilapatit omogućuje kemijsku interakciju na molekularnoj razini stvaranjem stabilnih kalcij-karboksilatnih i kalcij-fosfatnih sveza otpornih na hidrolizu i degradaciju. Jaki samojetkajući adhezivi vrlo su slični jetkajućim ispirućim sustavima, izvrsni za caklinu, ali s puno kompromisa za tretman dentina. Stoga se pozornost usmjeruje ka blagim samojetkajućim adhezijskim sustavima. Kod „blagih“ samojetkajućih adheziva također postoji problem, a

to je nedostatan prožimanje cakline i sklerotičnog dentina pa je klinička preporuka selektivno jetkanje cakline ortofosfornom kiselinom, koje slijedi samojetakajući tretman dentina. SAS mogu biti jednokomponentni ili dvokomponentni. Zbog ugradnje zaostatnog sloja u hibridni sloj danas je nakana inkorporirati antibakterijske komponente (12-metakrilolil-oksidodecil-piridinij-bromide – MDPB) u samojetakajuće sustave.

*Primer* se može pakirati u posebnoj bočici od adheziva (šesta generacija) ili se obje komponente pakiraju u jednoj bočici (sedma generacija). U svakom slučaju primjenom takve vrste adheziva izbacuje se faza jetkanja i time se sprječava mogućnost nepotpunog vlaženja kolagene mreže, ali brojnim je ispitivanjima dokazano da je snaga vezanja za caklinu takvih dentalnih adheziva puno manja zbog slabijeg jetkanja cakline. U svom sastavu adhezivi sedme generacije kao monomer najčešće ne sadržavaju 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) pa se nazivaju *HEMA – free*. Primjenom 7. generacije adheziva nastali hibridni sloj je vrlo tanak (manje od 300 nm) dok je primjenom drugih adheziva hibridni sloj prosječne debljine 3 µm. Također, sveza nastala primjenom 7. generacije sadržava kolagena vlakna prekrivena molekulama hidrosilapatita. Pretpostavlja se da hidrosilapatitom prekrivena kolagena vlakna ostvaruju kemijsku svezu. Tako ostvarena sveza zubnog tkiva i adheziva nazvana je nanointerakcijskom zonom (NIZ). NIZ je kombinacija djelovanja esterskog monomera fosforne kiseline, 4 MET-monomera, čestica nanopunila, otapala (acetona ili vode) i minimalno dekalificirane zubne površine. Načelo rada sa 7. generacijom vrlo je jednostavno. Aplikatorom se adheziv nanese na zubnu površinu, nakon 10 sekunda ispuše te osvijetli 20 – 30 sekunda.

**Staklenoionomerni adhezijski sustavi** sastoje se od smole i staklenoionomernog cementa. Prije postavljanja adheziva, zubi se obrađuju slabom poliakrilnom kiselinom (kondicionerom), u trajanju od 10 – 20 s, što uvelike pojačava vezanje. Nakon ispiranja i sušenja površine, dolazi do učinka čišćenja uklanjanjem zaostatnog sloja, parcijalnom demineralizacijom i stvaranjem mikroporoznosti do dubine 0,5 µm. Uz plitku hibridizaciju od 0,5 µm, ti adhezivi ostvaruju i primarnu kemijsku svezu stvaranjem ionske sveze između karboksilne skupine poliakrilne kiseline i kalcijeva hidrosilapatita koja ostaje oko ekspanirane kolagene mreže. Teško topljive kalcijeve soli omogućuju postojanost kemijske sveze. Snaga adheriranja staklenoionomernih adheziva uza zub slična je „blagim“ samojetakajućim adhezivima uz razliku da oni rabe monomere niske molekularne mase, a staklenoionomerni cementi polimere na bazi poliakrilne kiseline visoke molekularne mase.

## ZAHITJEVI KOJE MORAJU ISPUNJAVATI ADHEZIVI

Adhezivi moraju ispunjavati određene zahtjeve poput; dobre sposobnosti vezanja za tvrda zubna tkiva, i to mikromehanički (prodorom jednog materijala u drugi), kemijski (ionskim, kovalentnim i vodikovim svezama) i fizički (van der Waalsovih svezama). Adheziv bi trebao biti biokompatibilan, tj. ne smije biti toksičan, niti podraživati pulpu i druga tkiva.

## SASTAV ADHEZIJSKIH SUSTAVA

Adhezijski sustavi sastoje se od tri zasebne ili dijelom spojene komponente specifičnog djelovanja. To su: jetkajuća ili kondicionirajuća otopina – odgovorna je za demineralizaciju supstrata i ekspanziju ogoljene kolagene mreže. Pojam jetkanja podrazumijeva uklanjanje zaostatnog sloja i uzrokuje površinsku demineralizaciju dentina. Kisela komponenta dovodi do uklanjanja anorganskog dijela zuba, za razliku od pojma kondicioniranja, gdje dolazi do proširenja tubula povećanjem njihovog unutarnjeg volumena, dok dio anorganske komponente zuba ostaje očuvan. *Primer* kao temeljni namaz odgovoran je za infiltraciju i prožimanje supstrata. Adheziv ili *bond* kao završni premaz, odgovoran je za završno oblikovanje hibridnog sloja, smolastih zubaca i lateralnih mikrozubaca konačnom polimerizacijom.

## STRUKTURA ADHEZIVA

Veza adheziva na površinu zuba može se ostvariti nakon pripreme tkiva. Jetkanje cakline provodi se najčešće 30 – 40 % ortofosforom kiselinom 30 sekunda. Dolazi do razaranja kristala hidroksilapatita, uklanja se stara i kemijski zasićena površina cakline, uklanja se glikoproteinska ovojnica i zaostatni sloj te povećava reaktivna površina. Nastaju dva tipa uklještenja: makrozupci na periferiji prizme i brojni mikrozapci unutar sitnih jetkanih pora u srži svake prizme.

U odnosu na caklinu, vezanje za dentin je mikromehaničko i kemijsko. U dentinu, jetkanjem ortofosforom kiselinom (maksimalno 15 sekunda) dolazi do izlaganja kolagene mreže ogoljene od hidroksilapatita. Dentinski tubuli su otvoreni, a njihove stijenke demineralizirane. Temelj vezanja je difuzija smole u tubule i infiltracija ekspanzirane kolagene mreže smolom. Kemijska veza ostvaruje se između intertubularnog dentina i bifunkcionalnih molekula primera. Karboksilne kiseline mogu adherirati za hidroksilapatit ionskim vezanjem, što rezultira stvaranjem kalcijevih soli.

Hibridni sloj definirao je Nakabayashi 1982. godine kao interdifuzijsko područje smole, kolagenih vlakna i djelomice demineraliziranog intertubularnog i intratu-

bularnog dentina. Za stvaranje hibridnog sloja nužno je pripremiti dentinsku površinu uklanjanjem ili otapanjem zaostatnog sloja i demineralizirati dentin nakon čega slijedi infiltracija ekspanzirane kolagene mreže polimerizirajućim hidrofilnim monomerima te hidrofobni adhezijski premaz koji ostvaruje potpunu infiltraciju nenapunjenih međukolagenih pora smolom. Rezultat toga je stvaranje smolom infiltriranog dentina, smolastih zubaca u otvorenim dentinskim tubulima te mikrozubaca u lateralnim tubularnim ograncima.

## SVOJSTVA ADHEZIVA

Svojstva adheziva određuju njihova tvrdoća, čvrstoća, elastičnost, otpornost na savijanje, polimerizacijsko skupljanje, hidropska i termička ekspanzija. Neki adhezijski sustavi posjeduju i antibakterijska svojstva. Nepoželjna svojstva adheziva su apsorpcija vode i pojačana topljivost kao i slabljenje veze između adheziva i dentina, a najčešće se manifestiraju kao posljedica hidrolitičke degradacije polimera unutar hibridnog sloja ili loma kolagenih fibrila, što dovodi do pojave rubne pukotine i slabljenja estetskih svojstava ispuna.

## PRIMJENA ADHEZIVA

Adhezijski se sustavi rabe kao granično spojno sredstvo prilikom postavljanja kompozitnih materijala, kao i prilikom primjene kompomera te cementiranja *inlaya*, *onlaya*, *overlaya*, ljuski i krunica. Mogu se rabiti i kao fizičkomehanička zaštita kod preosjetljivih zubnih vratova, dok je primjena adheziva kod postupka direktnog prekrivanja pulpe limitirana.

## BIOLOŠKI ODGOVOR TKIVA NA ADHEZIVE

Brojne komponente mogu biti otpuštene iz adheziva u usnu šupljinu. Poznata su dva osnovna mehanizma otpuštanja: nevezani monomer i/ili dodatci koji se mogu otpuštati nakon završetka polimerizacije. S vremenom dolazi do degradacije ili erozije, a samim time i do otpuštanja pojedinih komponenti. Apsorpcija vode također utječe na kemijsku degradaciju i lom lanaca na oligomere ili monomere. Metakrilatni monomeri kao TEGDMA, Bis-GMA, UDMA i 2-hidroksi-etil-metakrilat (HEMA) pokazuju pojačani genotoksični i citotoksični učinak i mogu uzrokovati upalne reakcije u stanicama pulpe. Stoga je potrebno pridržavati se uputa proizvođača prilikom nanošenja adheziva i njegove dovoljno duge i pravilne polimerizacije. Organske komponente iz nepolimeriziranih materijala mogu doći u kontakt sa slinom pacijenta, gingivom ili mukozom kao i kožom terapeuta i uzrokovati lokalne alergijske reakcije.

## LITERATURA

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34:849-53.
2. Fusayama T. New concepts in operative dentistry. Tokyo: Quintessence Publishing Co., Inc.;1980. p.61-156.
3. Gu LS, Kim J, Kim YK, Liu Y, Dickens SH, Pashley Dh, i sur. A chemical phosphorylation-inspired design for Type I collagen biomimetic remineralization. *Dent Mater.* 2010;26:1077-89.
4. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesives. *Arch Oral Biol.* 1967;12:1615-9.
5. Imazato S, Kinimoto Y, Tarumi H, Ebisu S, Tay FR. Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dent Mater.* 2003;19:313-9.
6. Jerolimov V, i suradnici. Osnove stomatoloških materijala. Z. Tarle. Caklinsko-dentinski adhezijski sustavi. 201-210. Zagreb, 2005. Dostupno na <http://www.sfzg.hr>
7. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16:265-73.
8. Pandurić V, Tarle Z, Hameršak Z, Stipetić I, Matošević D, Negovetić-Mandić V, Prskalo K. Detection of HEMA in self-etching adhesive systems with high performance liquid chromatography. *J Mol Struct.* 2009;924-26(Special issue):358-60.
9. Pashley DH. The effects of acid-etching on the pulpodentin complex. *Buonocore Memorial Lecture. Oper Dent.* 1992;17:229-42.
10. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Multuay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27:1-16.
11. Souza PP, Aranha AM, Hebling J, Giro EM, Costa CA. In vitro cytotoxicity and in vivo biocompatibility of contemporary resin-modified glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2006;22(9):838-44.
12. Schmalz, Arenholt-Bindslev D. *Biocompatibility of Dental Materials.* Verlag Berlin Heidelberg: Springer; 2009.
13. Šutalo J. *Kompozitni materijali u stomatologiji.* Zagreb: Grafički zavod Hrvatske; 1988.
14. Tay FR, Pashley DH. Biomimetic remineralization of resin-bonded acid-etched dentin. *J Dent Res.* 2009;88:719-24.
15. Van Landuyt K, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, i sur. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2005;84:183-8.
16. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent.* 2001;6:119-24.
17. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, i sur. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Demt.* 2003;28:215.35.
18. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011;27:17-28.

## 7. POGLAVLJE

---

# Dentalni amalgami

Nada Galić, Goranka Prpić-Mehičić

*Dentalni amalgam legura je žive s jednim ili više metala (srebro, kositar, bakar i dr.), čiji je sastav strogo određen i kontroliran. Zbog svojih svojstava dugo je važio kao najčešće rabljeni materijal za ispune stražnjih zuba. Prednosti su dentalnog amalgama: iznimna otpornost prema djelovanju žvačnih sila, jednostavna primjena u ambulantnim uvjetima i pristupačna cijena. Nedostatci dentalnog amalgama su: opsežnost brušenja zdravoga zubnog tkiva zbog retencije amalgamskog ispuna, neprirodnost njegove boje i moguća toksičnost zbog velikog udjela žive u sastavu te legure. Dentalni amalgami se mogu podijeliti prema broju elemenata unutar legure, prema obliku čestica te prema količinskom udjelu bakra i cinka. Amalgam je indiciran kao materijal za ispune kaviteta I. i II. razreda, te V. razreda, ako su smješteni u nevidljivom području zubnog niza. Zamiješani amalgam se, u pravilno ispreparirane kavitete, unosi nosačima amalgama, kondenzira nabijačima i oblikuje odgovarajućim instrumentima te se, nakon propisanog vremena stvrdnjivanja, mora polirati. ADA specifikacija No I za amalgamske legure propisuje tri fizikalna svojstva koja su bitna za kontrolu kvalitete dentalnih amalgama: tečenje dentalnog amalgama, promjene dimenzija i otpornost na tlak.*

Dentalni amalgam legura je žive s jednom ili više metala (srebro, kositar, bakar i dr.), čiji je sastav strogo određen i kontroliran, za razliku od općenitog naziva amalgam, koji označuje leguru svakog metala sa živom. Naziv amalgam potječe od grčkih riječi: *a* – ne i *malagma* – smekšanje.



## POVIJESNI PRIKAZ

Zapisi o leguri, koja je prema sastavu bila slična dentalnom amalgamu, nalaze se još u Kini u 6. stoljeću pr. Kr. u djelima Su Kunga (iz dinastije Tang) *Materia medica*. Su Kung preporučuje spoj od žive, srebra i kositra za ispune zuba. Gotovo dva tisućljeća kasnije, njemački liječnik Jochan Stocker počeo je rabiti za ispune zuba smjesu napravljenu od vrelog zelenog vitriola i žive. Stocker je i uveo naziv *amalgam*, a 1528. godine dao je prvi zapis o njemu. U Francuskoj se amalgam rabio u ranim godinama 19. stoljeća pod nazivom *D'Arcets Mineral Cement*. Taj je materijal imao malo sličnosti s današnjim dentalnim amalgamom. Radilo se o leguri bizmuta, olova i žive zagrijane na 100 °C koja se lijevala izravno u kavitet. Reguard se 1818. godine približio modernim dentalnim amalgamima povećanjem udjela žive u sastavu „mineralnog cementa“, čime je smanjio temperaturu zagrijavanja legure na 68 °C. Prva priprava dentalnog amalgama pri sobnoj temperaturi pripisuje se Bellu u Engleskoj (1819. godine) pod nazivom *Bellova pasta* ili *Mineral Succedaneum*. Taveau je u Francuskoj 1826. godine počeo miješati strugotine srebrnog novca sa živom, a nastali spoj nazvao je *srebrnom pastom*.

Iz Europe su dentalni amalgam uveli u SAD 1833. godine braća Crowcour. Zbog loše kakvoće tadašnjeg dentalnog amalgama i nedostatne spoznaje o potrebnom sastavu i uporabi dentalnog amalgama, a zbog poznavanja toksičnosti žive, primjena amalgama naišla je na snažan otpor i podijelila tamošnje dentalne krugove. Stoga je američka udruga dentalnih kirurga 1845. godine zabranila uporabu dentalnog amalgama. To je bio tzv. prvi amalgamski rat, koji je trajao od uvođenja dentalnog amalgama u SAD. Međutim, brojni istraživači Townsaed, Flagg i osobito Black uočili su da je za kvalitetu amalgama potrebno odrediti točan omjer sastojaka i način rukovanja njime, čime su uvelike poboljšali sastav i svojstva dentalnog amalgama. Time su omogućili normizaciju njegova sastava i načina rukovanja njime, što je, konačno, prihvatio i potvrdio Američki nacionalni ured za norme koji je 1928. god. izradio normiranu specifikaciju za dentalne amalgame, a Međunarodna organizacija za norme je 1970 god., uz dopunu iz 1977. god. odredila normative o sastavnim dijelovima i svojstvima dentalnog amalgama. Unatoč takvoj normizaciji i brojnim istraživanjima o toksičnosti dentalnog amalgama, može se govoriti o još dva „amalgamska rata“, odnosno, neki smatraju da je to jedan trajan otpor dentalnom amalgamu od njegova uvođenja u dentalnu medicinu do danas.

„Drugi amalgamski rat“ započeo je u Europi pisanjem dr. Alfreda Stocka, profesora kemije na Kaiser-Wilhelm Institutu u Njemačkoj, koji je tijekom 25 godina

rada u svom laboratoriju, zadobio teško otrovanje živom. Stoga je dr. Stock smatrao svojom dužnošću upozoriti javnost na teške posljedice za zdravlje čovjeka, te je u svojim radovima upozoravao na opasnost od živinih para i borio se protiv uporabe žive, općenito, pa i u dentalnoj medicini. Njegovi radovi izazvali su veliku pozornost znanstvene i šire javnosti, što je potaknulo imenovanje Odbora za istraživanje toksičnosti dentalnog amalgama. Nakon opsežnih istraživanja Povjerenstvo je zaključilo da nema razloga odbaciti dentalni amalgam te da on ima svoje mjesto u dentalnoj medicini. Na temelju dugotrajnog vlastitog promatranja i proučavanja djelovanja žive iz dentalnog amalgama po zdravlje nositelja amalgamskih ispuna, takvo stajalište o dentalnom amalgamu potvrdio je i sam dr. Stock 1941. godine.

Zbog stalnih dvojbi u vezi s toksičnošću dentalnog amalgama, trajno se težilo njegovu usavršavanju. Među najvažnijim pomacima u razvoju dentalnog amalgama smatra se otkriće tzv. non- $\gamma_2$  amalgama i izradba dentalnog amalgama pakiranog u kapsulama u kojima su sastojci točno dozirani. Suvremeni napadi na dentalni amalgam, ponekad označeni i kao „treći amalgamski rat“, počeli su napisima pojedinih doktora dentalne medicine koji su tvrdili da se gotovo svaka bolest, od glavobolje i lošeg raspoloženja, do vrlo teških bolesti, kao što su multipla skleroza, gliomi, leukemija i dr., može povezati s dentalnim amalgamom. Zbog čestih senzacionalističkih natpisa o dentalnom amalgamu u stručnoj i znanstvenoj literaturi, a i zbog sličnih prikaza u drugim medijima, stalno se vrlo pomno istražuje djelovanje dentalnog amalgama u *in vitro* i *in vivo* uvjetima na najvišim znanstvenim razinama u različitim dijelovima svijeta. Dobiveni nalazi nisu uvijek isti, no većina se autora slaže da dentalni amalgam ne utječe na pojavu različitih bolesti i smatraju da ne čini ozbiljnu opasnost za zdravlje pacijenata, a što je i službeni stav Svjetske zdravstvene organizacije. Ipak, i uz takve nalaze, postoji ozbiljna težnja potpunom uklanjanju dentalnog amalgama iz uporabe, kako radi zaštite zdravlja, tako i radi zaštite okoliša.

## KLASIFIKACIJA DENTALNOG AMALGAMA

Dentalni amalgami se mogu podijeliti prema:

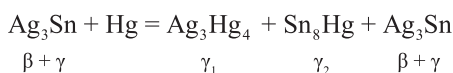
1. broju elemenata unutar legure
2. obliku čestica
3. količinskom udjelu bakra (Cu)
4. količinskom udjelu cinka (Zn).

**Podjela dentalnih amalgama prema broju elemenata unutar legure:** dentalni amalgami mogu biti binarni, ternarni i kvarterni.

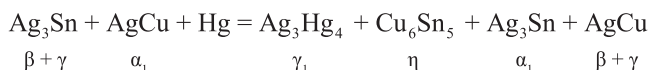
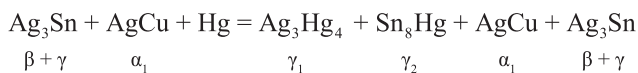
**Podjela dentalnih amalgama prema obliku čestica i načinu proizvodnje:** dentalni amalgami se dijele na strugotinaste, kuglaste, okruglaste (pakuglaste) i mješovite legure.

Strugotinasti, pakuglasti i mješoviti tip legure pokazuju visok, a okruglasti tip nizak stupanj kondenzacijske otpornosti. Amalgamski sustavi s niskom kondenzacijskom otpornošću prikladni su za ispune koji podliježu djelovanju većeg okluzijskog opterećenja.

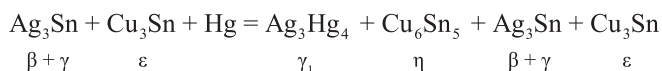
**Podjela dentalnih amalgama prema količinskom udjelu bakra:** dentalni amalgami se dijele na konvencionalne i one s visokim udjelom bakra. Konvencionalni dentalni amalgami sadržavaju 3 – 6 % bakra. Proces amalgamacije konvencionalnih dentalnih amalgama odvija se prema sljedećoj formuli:



Budući da je  $\gamma_2$  faza najviše odgovorna za manjak čvrstoće i sklonost koroziji amalgamskih ispuna, nastojalo ju se isključiti iz amalgamske legure uvođenjem bakra. Ti su amalgami nazvani non- $\gamma_2$  dentalni amalgami. Dentalni amalgami s visokim udjelom bakra sadržavaju od 6 – 30 % bakra. Temeljno svojstvo tih amalgama je gotovo potpuno uklanjanje  $\gamma_2$  faze. Dije se, ovisno o udjelu bakra, na mješovite amalgamske legure i dentalne amalgame s vrlo visokim udjelom bakra. Kod mješovitih amalgamskih legura, koje sadržavaju oko 9 % bakra,  $\gamma_2$  faza privremeno nastaje u procesu amalgamacije, no konačna amalgamska legura ne sadržava spoj  $\gamma_2$ . Reakcija stvrdnjivanja suvremenih non- $\gamma_2$  mješovitih dentalnih amalgama odvija se prema sljedećim formulama:



Dentalni amalgami s vrlo visokim udjelom bakra sadržavaju do 28 % bakra. Kod tog tipa amalgama uopće se ne stvara  $\gamma_2$  faza. Proces amalgamacije odvija se prema sljedećoj formuli:



**Podjela dentalnih amalgama prema količinskom udjelu cinka:** dijele se na one legure koje sadržavaju više od 0,01 % i one koje ga ne sadržavaju, tzv. Non-Zn amalgami (manje od 0,01 %).

## ZAHTJEVI ZA KLINIČKU PRIMJENU AMALGAMA

ADA specifikacija No 1 za amalgamske legure propisuje određene zahtjeve koji su bitni za kontrolu kvalitete dentalnih amalgama. Normizacija propisuje tri fizikalna svojstva kao mjeru njegove kakvoće: tečenje dentalnog amalgama, promjene dimenzija i otpornost na tlak. Prema podatku objavljenom 1980. maksimalno dopušteno tečenje je 3 %. Promjene dimenzija amalgamskih uzoraka određuje se specijalnim uređajem te tijekom 24 sata mora biti između  $-10$  i  $+20$   $\mu\text{m}/\text{cm}$ . Zahtijeva se da otpornost na tlak nakon 1 sat iznosi 80 MPa, pri čemu otpornost na tlak stvrdnutih amalgamskih ispuna iznosi 275 MPa, a nekih i do 550 MPa. Budući da je amalgam otporniji na tlak, a slabiji na vlak i savijanje, to kavitet mora biti tako oblikovan da su ispuni uglavnom izloženi silama tlaka, a ne vlaka ili savijanja. Naime, kad je dentalni amalgam izložen neprikladnim tlačnim silama, ima sklonost tečenja ili loma. Pod stalnim tlakom amalgam će pokazati stalnu deformaciju i nakon konačnog stvrdnjivanja. Kad se podvrgne brzom i jakom tlačnom opterećenju, nema promjena dimenzija, nego reagira kao krhak materijal i lomi se. Stoga se, u svrhu sidrenja dentalnog amalgama u zubni kavitet i njegove otpornosti na uvjete unutar stomatognatog sustava, odnosno, usne šupljine, pri izradi kaviteta za amalgamske ispune moraju napraviti što pravilniji geometrijski oblici (okomite stijenke na ravno dno). To strogo pravilo, koje često zahtijeva opsežno

uklanjanje zdravog zubnog tkiva, u suvremenoj dentalnoj medicini, ublažava primjena dentinskih adheziva, koji su namijenjeni za izradu amalgamskih ispuna. Nadalje, pri izradi amalgamskog ispuna nužna je zaštita dentina odgovarajućom podlogom jer amalgam ima vrlo visoki termički koeficijent provodljivosti. Zahtijeva se, također, da maksimalno dopuštena koncentracija živinih para na radnom mjestu iznosi  $0,05 \text{ mg/m}^3$ .

## SASTAV DENTALNOG AMALGAMA

Temeljni kemijski sastojci suvremenih, tzv. non- $\gamma_2$  dentalnih amalgama, su srebro (Ag), kositar (Sn), bakar (Cu) i živa (Hg). U manjim količinama leguri mogu biti dodani cink (Zn), zlato (Au), platina (Pt), paladij (Pa), nikal (Ni), molibden (Mo), volfram (W), a preamalgamiranoj leguri i sasvim male količine žive do 3 %, čime se smanjuje udio žive u konačnom amalgamu i do 40 %. Srebro, koje čini između 40 – 70 % legure, pridonosi otpornosti amalgama, smanjuje razlijevanje rubnih dijelova ispuna i deformaciju zbog okluzijskog tlaka i usklađuje širenje volumena. Kositar, koji čini 12 – 30 % legure, smanjuje mehaničku otpornost i ekspanziju amalgamskog ispuna, a povećava njegovo razlijevanje. Bakar, koji čini 12 – 30 % legure, povećava otpornost i tvrdoću te sprječava pojačanu ekspanziju. Cink, koji čini više od 0,01 %, neutralizira okside te, u prisutnosti vlage uzrokuje kasnu ekspanziju amalgamskih ispuna. Živa treba imati široku, zrcalno glatku površinu bez filma i ne bi smjela imati više od 0,02 % hlapljivog ostatka, ni više od 0,001 % primjese metala. Drži se da amalgamski ispun sadržava oko 41 – 51 % žive. Preporučuje se da bi taj raspon bio između 44 % i 48 %, no nikako ne bi smio dosegnuti i prijeći 55 % žive.

## STRUKTURA DENTALNIH AMALGAMA

Početna reakcija prelaska legure iz plastičnog u čvrsto stanje relativno je brza, dok završetak reakcije može trajati od nekoliko dana do nekoliko tjedana. Tek stvrdnuti dentalni amalgam sastoji se od čestica praha koje su nepotpuno reagirale, okruženih mrežicom produkata reakcije i pukotina. Zbog starenja i pojave korozije u usnoj šupljini zbivaju se promjene u sastavu, odnosno mikrostrukturi amalgamskih ispuna. Velika mikrostrukturna promjena je prelazak  $\gamma_1$ , u  $\beta_1$  fazu. Prava priroda prelaska nije potpuno razjašnjena, smatra se posljedicom dodira između Ag i preostalih čestica  $\gamma_1$  faze, gdje dolazi do reakcije:  $\text{Ag} + \gamma_1 - \beta_1$ . Pritom

se oslobađa živa koja u reakciji s  $\gamma$ -česticama može stvarati  $\gamma_1$  i  $\gamma_2$  faze, što povećava sklonost dentalnih amalgama koroziji. Mikrostrukturni oblik čestica dentalnih amalgama može biti strugotinasti, kuglasti, okruglasti (pakuglasti) i mješoviti.

## SVOJSTVA DENTALNIH AMALGAMA

Svojstva dentalnih amalgama ovise o metalografskom sastavu legura, broju, veličini i rasporedu čestica, količini žive u leguri, postupcima trituracije i amalgamacije, kondenzacijskim postupcima i mehaničkoj završnoj obradi.

### Promjene dimenzije

Prodiranjem žive kroz površinu čestica predamalgamskog praha započinje proces amalgamacije, tijekom koje nastaju određene dimenzijske promjene. Drži se da je kontrakcija dentalnog amalgama u prvih dvadeset minuta posljedica otapanja žive. Potom slijedi kompenzacijska ekspanzija, koja prelazi u maksimalnu ekspanziju. Nakon toga slijedi sekundarna kontrakcija, a nakon 6 – 8 sati dimenzije postaju konstantne. Promjena dimenzija tijekom 24 sata mora biti između –10 i +20 mm/cm. Višak žive uzrokuje ekspanziju uz koju se pojavljuje i povećano razlijevanje amalgama, a što smanjuje otpornost amalgama na mehaničke utjecaje. Manja količina žive smanjuje plastičnost amalgama, povećava poroznost, smanjuje otpornost na tlak, slabi rubno zatvaranje te povećava sklonost koroziji i kontrakciji.

Najbolji omjeri žive i predamalgamskog praha postižu se uporabom precizno odmjerenih i dobro zatvorenih kapsuliranih sustava, koji se postupkom trituracije miješaju u posebno programiranim uređajima, tzv. amalgamatorima.

### Tečenje dentalnog amalgama

Tečenje dentalnoga amalgama je promjena amalgama u dužinu pod određenim tlakom u određenom vremenu izražena u postocima. Na cilindričan uzorak star sedam dana aplicira se tlak od 36 MPa. Prema podatku objavljenom 1980. godine, maksimalno dopušteno tečenje je 3 %. Pojmovi razlijevanje (tečenje) i puzanje u dentalnoj se medicini često rabe za opis plastičnih deformacija materijala. Pritom se pojam tečenje odnosi na sposobnost nastajanja plastičnih deformacija tijekom procesa stvrdnjivanja materijala, dok se pojmom puzanje označuje mjerenje plas-

tičnih promjena nekog materijala nakon stvrdnjivanja. Dakle, tečenje dentalnog amalgama mjeri se neposredno nakon što je završena tritracija. Cilindričan uzorak amalgama određene veličine izloži se djelovanju određenog opterećenja kroz određeno vrijeme. Promjene u dužini u odnosu na početnu dužinu mjere se i označuju kao stupanj tečenja dentalnog amalgama neposredno nakon miješanja, dakle, tijekom procesa stvrdnjivanja. Puzanje je svojstvo amalgama koje se mjeri na isti način kao i tečenje, samo što se mjerenje izvodi na cilindričnom uzorku starom sedam dana. Smatra se da su puzanje i razlijevanje amalgamskih ispuna uzročno vezani uz prisutnost  $\gamma_2$  faze, te postotak nevezane žive koja je zaostala u leguri, kao i uz vrijeme i način tritracije dentalnih amalgama.

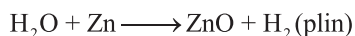
## Otpornost na tlak

Otpornost na tlak nakon jednog sata treba iznositi 80 MPa. Zbog nedostatne amalgamacije, visokog udjela žive, neadekvatnog nabijanja amalgama, sporog stavljanja ispuna i korozije, otpornost na tlak može biti smanjena. Istraživanja su pokazala da je amalgam otporniji na tlak, a slabiji na vlak i savijanje. Stoga kavitet mora biti tako oblikovan da su ispuni uglavnom izloženi silama tlaka, a ne vlaka i savijanja. Dentalni amalgam izložen neprekidnim tlačnim silama ima sklonost tečenja ili puzanja. Pod stalnim tlakom amalgam će pokazati stalnu deformaciju i nakon konačnog stvrdnjivanja. Prosječna otpornost na tlak današnjih amalgamskih legura, iznosi oko 275 MPa, dok kod nekih doseže čak i do 550 MPa.

Otpornost na vlak iznosi od 55 – 62 MPa.

## Zakašnjela ili sekundarna ekspanzija dentalnog amalgama

Nastaje ako amalgami koji sadržavaju cink dođu u dodir s vlagom. Takva ekspanzija obično počinje nakon 3 do 5 dana, a može trajati i mjesecima dosežući vrijednosti veće od 400  $\mu\text{m}$ . Reakcija se odvija prema sljedećoj formuli:



Nastali vodikov plin ne spaja se s dentalnim amalgamom, no iznimno snažno povisuje tlak unutar njega, dovodi do protruzije ispuna iz kaviteta, povećava njegovo tečenje, povećava mikropropuštanje, koroziju te poroznost amalgamskog ispuna. To može izazvati lom ispuna i stijenki zuba te popratne bolove.

## Korozija

Amalgami, kao i svi drugi dentalni materijali, sudjeluju u zbivanjima u usnoj šupljini. Pritom su izloženi kemijskim, biološkim, mehaničkim, električkim i toplinskim utjecajima.

Posljedice djelovanja tih sila jesu promjene oblika ispuna, kakvoće površine, sastava, građe i svojstava amalgamskog ispuna. Najvažnijim čimbenicima pri oštećenju amalgamskog ispuna smatraju se elektrokemijska korozija i mehaničke sile, te njihov sinergistički učinak. Korozija zbog kemijskih reakcija i elektrokemijskih zbivanja oštećuje površinski i ispodpovršinski sloj amalgamskog ispuna te je tako oslabljen ispun lakše podložan trošenju zbog mehaničkih sila.

Prema kemijskim zakonima svaki metal, neplemenit više od plemenitog, uronjen u neki elektrolit teži prijeći u ionsko stanje. U usnoj šupljini ulogu elektrolita imaju slina, meko i koštano tkivo. Jakost korozije ovisi o razlici potencijala između metala i elektrolita, kao i o razlici potencijala dvaju metala. Analiza korozijskih proizvoda na površini amalgamskog ispuna pokazuje prisutnost četiri temeljna tipa:  $\text{Sn}_4(\text{OH})_6\text{Cl}_2$ ,  $\text{SnO}$ ,  $\text{Cu}_2\text{O}$ ,  $\text{CuCl}_2 \times 3\text{Cu}(\text{OH})_2$  odnosno, bakrenih i kositrenih oksida i hidrosiklorida. Zna se da je  $\gamma_2$  faza ( $\text{Sn}_8\text{Hg}$ ) jedan od glavnih čimbenika korozije. Disocijacijom  $\text{Sn}_8\text{Hg}$  oslobađa se živa koja reagira s nereagiranim česticama  $\gamma$  faze ( $\text{Ag}_3\text{Sn}$ ), stvara novu  $\gamma_1$  i  $\gamma_2$  fazu, a kositar se spaja s kisikom, odnosno klornim ionima i stvara korozijske spojeve. Preostala, disocijacijom oslobođena i nevezana živa, u korodiranom amalgamskom ispunu uzrokuje lokalnu ekspanziju poznatu pod nazivom merkuroskopska ekspanzija. Taj trajan i polagan proces uzrokuje sitne lomove u obliku slova V na rubovima amalgamskog ispuna prilikom normalnog žvačnog opterećenja, što stvara pogodne uvjete za nagomilavanje plaka i nastanak sekundarnog karijesa. Unatoč uklanjanju  $\gamma_2$  faze, odnosno njezina smanjenja na najmanju moguću razinu, dentalni amalgami s visokim udjelom bakra ipak imaju korozijske promjene. Utvrđeno je da  $\eta$  faza ( $\text{Cu}_6\text{Sn}_5$ ) ima najveću sklonost koroziji. Smatra se da jača korozija nastaje pri niskom pH i visokoj koncentraciji kloridnih iona, što dovodi do hidrolize  $\text{Cu}_6\text{Sn}_5$  te stvaranja korozijskih proizvoda, bakrenih i kositrenih oksida i hidrosiklorida.



## Rubna pukotina

Amalgami su se, prije pojave dentinskih adheziva sidrili u zubu isključivo mehaničkom retencijom, što je zahtijevalo opsežno brušenje, često i zdravoga zubnog tkiva.

Zbog nepoštovanja temeljnih načela za preparaciju kaviteta za postavljanje amalgamskih ispuna, može nastati pukotina kao međuprostor između amalgamskog ispuna i tvrdih zubnih tkiva te posljedično mikropropuštanje. Nastajala je češće kod konvencionalnih, nego kod non- $\gamma_2$  amalgama. Pukotine su se smanjivale tijekom vremena, jer su se punile korozivskim produktima i tako pečatile. U novije vrijeme nastanak rubne pukotine i posljedično rubno propuštanje amalgamskih ispuna može se u velikoj mjeri smanjiti primjenom adhezijskih sustava. Adhezijski sustavi smanjuju potrebu za opsežnim brušenjem zubnih tkiva, a omogućuju i primjenu amalgama u kavitetima s ograničenim mogućnostima retencije amalgamskog ispuna.

## Toplinska provodljivost

Dentalni amalgam je dobar vodič topline, termički koeficijent provodljivosti mu je tri puta veći od dentina, stoga se dentin i pulpa moraju zaštititi odgovarajućim sredstvima.

## Toksičnost dentalnog amalgama

Kada se govori o toksičnosti dentalnih amalgama, uglavnom se misli na citotoksičnost žive. Živa koja je prisutna u organizmu može potjecati iz hrane, zraka, industrije, dentalnih nadomjestaka, lijekova, kozmetičkih preparata i drugih izvora. U prirodi, živa se pojavljuje u tri oblika: elementarni, anorganski i organski oblik. Za izradu dentalnih amalgama rabi se elementarna živa. Štetni utjecaji dentalnog amalgama na zdravlje pacijenta mogu biti lokalni, u usnoj šupljini ili sustavni, ovisno o mogućnosti prodora otpuštenih sastojaka iz materijala u organizam, odnosno o stupnju njihove resorpcije.

## PROIZVODNI PROCESI

Strugotinaste se legure sastoje od strugotina i krhotina različitih veličina i oblika. Proizvode se hlađenjem legure rastaljenog 72 %-tnog srebra i 28 %-tnog kositra i njihovim oblikovanjem u šipke. Legura je izložena temperaturi od 400 °C tijekom 8 sati u svrhu homogenizacije sastava. Nakon hlađenja, strugotinaste legure, čije su čestice veličine od 20 – 50 µm, nastaju struganjem šipki s pomoću rotirajućega reznog tijela.

Kuglaste legure nastaju atomizacijom, odnosno raspršivanjem rastaljene legure unutar komore koja je ispunjena inertnim plinom, kao što je argon. Rastaljene čestice legure prolaze kroz odgovarajuće otvore, tako da poprimaju pravilne kuglaste oblike veličine od 5 – 40 µm. Različiti okruglasti, odnosno pakuglasti oblici dodaju se tim pravilnim kuglastim oblicima radi poboljšanja njihovih kondenzacijskih svojstava.

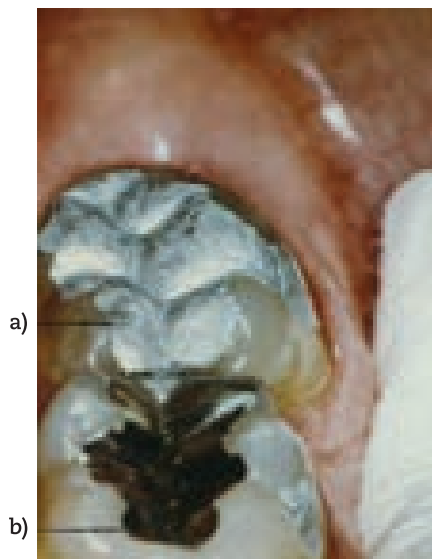
## PRIMJENA DENTALNIH AMALGAMA

Amalgam je indiciran kao materijal za ispunje kaviteta I. i II. razreda te V. razreda ako su smješteni u nevidljivom području zubnog niza. Dentalni amalgam je pakiran u kapsule u kojima su točno dozirani predamalgamski prah i živa. Za miješanje dentalnog amalgama rabe se posebno konstruirani uređaji – amalgamatori, unutar kojih se, u posebno prilagođen držač, postavljaju kapsule amalgama. Taj postupak mehaničkog miješanja amalgamske kapsule ekscentričnim pomacima u amalgamatoru naziva se trituracijom. Na rezultate trituracije utječu vrijeme miješanja (od 3 – 30 s), brzina i akcija amalgamatora (od 100 – 300 ekscentričnih titraja u minuti) te sila na relaciji kapsula – tučak. Za vrijeme trituracije u amalgamskoj kapsuli se odvija kemijski proces miješanja i vezanja predamalgamskog praha i žive koji se naziva amalgamacijom.

Amalgam se, u pravilno ispreparirane kavitete, unosi u malim količinama, prikladnim nosačima amalgama ili posebno konstruiranim automatskim nosačima, dakle bez mogućnosti kontaminacije prstima. Svaka unesena količina tlači se posebno konstruiranim nabijačima za ručnu i mehaničku kondenzaciju, do ispunjenja kaviteta dovoljnom količinom amalgama koji je potreban za potpunu nadoknadu izgubljenoga zubnog tkiva. Nabijači mogu biti montirani i na posebno konstruiranu vrtaljku gdje se kuglice amalgama utiskuju uz stijenke kaviteta. Što je nabijanje amalgamske legure bolje, bit će bolja fizičko-mehanička svojstva i veća otpornost na okluzijska opterećenja. Strugotinasti amalgami zahtijevaju jaču kondenzaciju. Kuglasti i okruglasti, zbog drukčijeg međusobnog odnosa, zahtijevaju manju tlačnu silu prilikom kondenzacije. Nakon završene kondenzacije potrebno je amalgamski ispun pravilno morfološki oblikovati i uskladiti s okluzijom.

## Poliranje dentalnih amalgama

Poliranje se izvodi 24 sata nakon stavljanja amalgamskog ispuna (ako proizvođač u uputama za uporabu ne zahtijeva dulje vrijeme), jer je tada završen početni proces stvrdnjavanja amalgama. Izvodi se različitim brusnim elementima (čelična svrdla, polireri i finireri amalgama, gumice, četkice), uz polijevanje vodom, pri malom broju okretaja mikromotora, uz rad s prekidima i bez tlačenja površine. Poliranjem površine amalgamskih ispuna povećava se njihova mehanička otpornost, otpornost prema koroziji, poboljšava se rubno zatvaranje, postiže se bolji izgled, a neka istraživanja pokazuju da se poliranjem snizuje i električki potencijal amalgamskog ispuna (slika 7-1a,b).



**Slika 7-1.** a) polirani amalgamski ispun;  
b) nepolirani amalgamski ispun.

## BIOLOŠKI ODGOVOR TKIVA NA DENTALNI AMALGAM

Amalgamski ispuni, kao i svi drugi dentalni materijali, sudjeluju u zbivanjima u usnoj šupljini. Pritom su izloženi kemijskim, biološkim, mehaničkim, električkim i toplinskim silama. Posljedice djelovanja tih sila jesu promjene oblika ispuna, kakvoće površine, sastava, građe i svojstava amalgamskog ispuna. Smatra se da te promjene, zbog oslobađanja pojedinih sastojaka, imaju odraz na zdravlje nositelja amalgamskog ispuna. Najvažnijim čimbenicima pri oštećenju amalgamskog ispuna smatraju se elektrokemijska korozija i mehaničke sile te njihov sinergistički učinak, jer zbog korozije oslabljen ispun lakše podliježe lomu. U usnoj šupljini srebro i živa imaju nisku termodinamičku sklonost elektrokemijskom otapanju. Vezanjem sa sumporom iz hrane mogu poprimiti oblik sulfida, koji su najčešće netopljivi. Otapanje bakra ovisi o njegovom udjelu u dentalnom amalgamu, stoga je viši kod dentalnog amalgama s visokim udjelom bakra, a niži kod onih s ni-

skim udjelom bakra, dok je cink termodinamički najaktivniji sastojak dentalnog amalgama i vrlo je sklon prelaženju u otopljene ione. Prosječnu vrijednost, zbog korozije i abrazije otpuštenih sastojaka iz pojedinih vrsta dentalnoga amalgama u *in vivo* uvjetima teško je odrediti, budući da je teško oponašati uvjete u usnoj šupljini i izraditi prikladne uređaje za mjerenje. Iz amalgamskog ispuna mogu se oslobađati sastojci u obliku živinih para, amalgamskih čestica i korozivskih proizvoda. Većina iona odlazi u usnu šupljinu, dok jedan manji dio ulazi unutar korodiranog amalgamskog ispuna, pečati rubne pukotine ili stvara površinski zaštitni sloj. Resorpcija oslobođenih sastojaka iz amalgamskog ispuna u organizam čovjeka ide u različitim smjerovima (slika 7-2). Smatra se da se najveći dio unosi preko respiratornog sustava u pluća, gdje se apsorbira oko 80 % udahnutih živinih para. Pretpostavlja se da se 10 % resorbira preko probavnog sustava te da se jedan dio žive izravno prenosi preko orocerebralne komunikacije u središnji živčani sustav. Ostali putevi uključuju tijek metalnih iona iz amalgamskog ispuna u pulpu, ostale dijelove zuba i u okolna tkiva usne šupljine. Kao što je rečeno, živa se pojavljuje u elementarnom, anorganskom i organskom obliku. U amalgamu se nalazi elementarna živa, koja, čim se udahne, vrlo brzo u organizmu oksidira djelovanjem enzima vodik-peroksid katalaze u anorganski oblik žive  $Hg^{2+}$ . Budući da je lipofilna, vrlo lako bi prošla krvno-moždanu barijeru, u posteljicu i u mliječnu žlijezdu, međutim, zahvaljujući prelasku u oksidirani oblik, ne doseže posteljicu i mliječnu žlijezdu, dok se smatra da krvno-moždanu barijeru može proći samo elementarna živa koja se resorbira izravno iz usne šupljine u mozak. Anorganski oblik žive  $Hg^{2+}$  zbog ioniziranog oblika teško prolazi lipoproteinsku membranu stanice, stoga se resorpcija iz probavnog sustava odvija vezanjem na tiolne skupine proteina u stanicama tankog crijeva, odnosno na endogeni protein metalotionein. Anorganska živa  $Hg^{2+}$  ima afinitet prema sulfhidrilnim -SH skupinama, te se veže na brojne proteine (hemoglobin), različite lizosomske enzime, enzim  $Na^+/K^+$ ATP-azu i dr. Organska (metil-živa) je lipofilna te također, lako prolazi staničnu membranu. Drži se da amalgamski ispun može imati utjecaj na okolna tkiva i ostale organe i sustave. Utjecaj na okolna tkiva odnosi se na pulpu, sluznicu usne šupljine i parodont, a utjecaj na ostale organe i sustave podrazumijeva utjecaj na bubrege, živčani, krvožilni, imunosni i probavni sustav.

## Utjecaj dentalnog amalgama na pulpu

U zuba s amalgamskim ispunom, poglavito u onih bez podloge, značajno je viša koncentracija žive u pulpi.

## Utjecaj dentalnog amalgama na parodont

Istraživanja pokazuju da se uz amalgamski ispun često nalazi gingivitis, ponekad i gubitak alveolarne kosti, sve do gubitka zuba. Također se amalgamskim ispunima pripisuje metalni okus, jaka salivacija te oralne ulceracije. Međutim, istraživači isto tako postavljaju pitanje jesu li navedene patološke promjene posljedica djelovanja amalgamske legure ili su, možda, posljedica nakupljanja plaka na nedovoljno ispoliranom ili odstojecem amalgamskom ispunu.

## Utjecaj dentalnog amalgama na sluznicu usne šupljine

Amalgamski ispuni povezuju se sa specifičnom imunoreakcijom na sluznici usne šupljine (tip IV alergijske reakcije, oralni *lichen planus*), s nespecifičnom toksičnom reakcijom te tzv. amalgamskom tetovažom na sluznici usne šupljine.

## Utjecaj dentalnog amalgama na bubrege

Anorganska živa  $Hg^{2+}$  je nefrotoksična, što znači da joj je ciljani organ bubrež.  $Hg^{2+}$  se može vezati za proteine u stanici reverzibilno i ireverzibilno, pri čemu stupanj toksičnosti ovisi o količini metalotioneina. Budući da  $Hg^{2+}$  ima veći afinitet prema metalotioneinu nego prema sulfhidrilnim skupinama, odnosno proteinima u stanici bubrega, to će stupanj toksičnosti biti manji što je izlučeno više metalotioneina. Istraživanja su pokušala dokazati utječe li broj amalgamskih ispuna na disfunkciju bubrega, no uglavnom nisu sa sigurnošću potvrdila povezanost broja amalgamskih ispuna u osoba s disfunkcijom bubrega u odnosu na kontrolne skupine koje nisu imale amalgamske ispune.

## Utjecaj dentalnog amalgama na živčani sustav

Kad se govori o utjecaju amalgamskih ispuna na živčani sustav onda se, uglavnom, spominju neurološki simptomi, polineuropatije, Alzheimerova bolest, multipla skleroza, tumori mozga i druge patološke promjene koje se povezuju s toksičnošću žive. Stoga istraživanja ovdje postavljaju pitanje kolika je koncentracija žive

potrebna da bi došlo do pojave navedenih patoloških promjena te može li se iz amalgamskih ispuna osloboditi tolika koncentracija žive.

## Utjecaj dentalnog amalgama na krvožilni sustav

Rijetki istraživači povezuju amalgamske ispune s poremećajem sinteze hemoglobina i nekih krvnih vrijednosti, usporivanjem ritma srca, promjenom tonusa *n. vagus*, višim krvnim tlakom, nižim hemoglobinom, nižim hematokritom, tahikardijom, anemijom, jutarnjim umorom te općenito bržim umaranjem.

## Utjecaj dentalnog amalgama na imunosni sustav

Smatra se da interakcija žive sa -SH skupinama može izazvati klasični imunosni odgovor domaćina na vlastite stanice, što bi, možda moglo izazvati imunosni glomerulonefritis. Također, postoji neujednačenost u istraživanjima glede utjecaja amalgamskih ispuna na imunosni sustav: jedni nalaze porast broja imunosnih stanica, drugi nalaze imunosupresiju dok treći tvrde da nema utjecaja dentalnog amalgama na imunosni sustav.

## Utjecaj dentalnog amalgama na probavni sustav

Istraživanja pokazuju da kronična izloženost živi dovodi do rasta broja crijevnih bakterija koje su otporne na živu, a dokazano je da bakterije koje su rezistentne na živu, u isto vrijeme postaju rezistentne na jednu ili više antibiotičkih skupina (ampicilin, tetraciklin, streptomycin, kanamicin, kloramfenikol, eritromicin) Nadalje, poznato je da se živa iz dentalnog amalgama može pretvoriti u metil-živu djelovanjem *Streptococcus sanguis*, *Streptococcus mutans* ili *Streptococcus mitis* u čistoj kulturi *in vitro*. Budući da ti mikroorganizmi obitavaju u usnoj šupljini, drži se da postoji mogućnost metiliranja anorganske žive iz dentalnog amalgama.

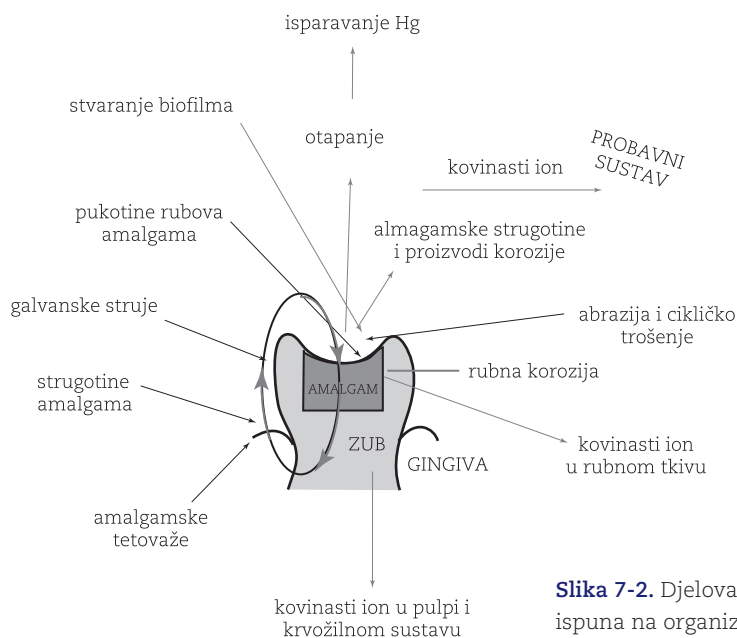
## Generalizirana reakcija preosjetljivosti na dentalni amalgam

Pojavljuje se kao alergijska reakcija (tip IV) na licu i vanjskim stranama udova, a obilježava je kratkotrajna pojavnost (najčešće pri uklanjanju starog, odnosno stavljanju novog amalgamskog ispuna).

## Teratogeni učinak dentalnog amalgama

Elementarni i organski oblik žive lako prolaze kroz posteljicu, dok se anorganski oblik nakuplja u posteljici. Kao što je već navedeno, budući da se elementarna živa odmah po ulasku u organizam oksidira u anorganski oblik, to ne postoji mogućnost da elementarna živa iz amalgama dopre do posteljice.

Općenito se smatra da dio žive koji se oslobodi iz amalgamskih ispuna i resorbira u organizam bude, nakon kraćeg ili duljeg razdoblja uklonjen, uglavnom putem bubrežnog i mokraćnog sustava. Međutim, prema postojećim podatcima dosadašnjih istraživanja o toksičnosti dentalnog amalgama, moglo bi se zaključiti da njegov utjecaj na organizam još nije dostatno razjašnjen, jer različita istraživanja daju suprotne nalaze. Ipak, postoji ozbiljna težnja potpunom uklanjanju dentalnog amalgama iz uporabe, kako radi zaštite zdravlja, tako i radi zaštite okoliša. Naime, iako nije potvrđen toksični učinak dentalnog amalgama, postoji sumnja da, možda, ne postoji dovoljno sofisticirana tehnika za detekciju nakupljene žive u organizmu. Poznato je da organizam kod kronične izloženosti živi luči endogene proteine, tzv. metalotioneine, prema kojima živa ima veći afinitet nego prema -SH (sulfhidrilnim skupinama), koje su joj, inače, ciljno mjesto toksičnog djelovanja u organizmu. Živa i metalotioneini stvaraju stabilne spojeve Hg-metalotionein, koji se ne otapaju unutar organizma, ali se, čini se, i ne izlučuju iz njega. Uza sva dosadašnja istraživanja može se reći da utjecaj dentalnog amalgama na zdravlje čovjeka još uvijek ostaje nedovoljno istražen i ostaje enigma za znanstvenike i kliničare. Nadalje, dentalni amalgam se drži velikom i trajnom opasnošću za okoliš, iako je zakonom propisano da svaka dentalna jedinica mora imati amalgamski separator. Naime, pri uklanjanju starog amalgama, stavljanju novog ili bilo kakvom brušenju amalgamskih ispuna u usnoj šupljini, amalgamski separator mora s 99,99 %-tnom sigurnošću odvojiti sav amalgam iz odvodnog sustava i pohraniti ga u, za amalgam predviđenom spremištu, odakle se kontrolirano skuplja i nosi na recikliranje. Također se preostali dentalni amalgam iz amalgamske kapsule i jelenje kože, kao i sa svih pomoćnih instrumenata koji se rabe pri izradi amalgamskog ispuna (nosači amalgama, nabijači, instrumenti za modelaciju) mora isto tako pomno prikupiti i pravilno uskladištiti do postupka recikliranja. No ako se i osim svih ovih strogih mjera zaštite dogodi da amalgam odvodnim sustavom dospije u vode stajačice, postoji ozbiljna opasnost da ga ribe ingestiraju te elementarnu živu iz dentalnog amalgama, koja je slabije toksična, metiliraju u visokotoksični oblik organske, tzv. metil-žive. Ako takve ribe uđu u hranidbeni lanac čovjeka, mogu prouzročiti toksični učinak za njegov organizam. Zaključno bi se moglo



**Slika 7-2.** Djelovanje amalgamskog ispuna na organizam čovjeka.

reći da, iako jedan dio istraživanja uvijek tvrdi da se ne može dokazati toksičan učinak dentalnog amalgama na zdravlje nositelja amalgamskog ispuna te da je čovjek izložen neusporedivo većoj količini žive iz atmosfere, nekih lijekova, kozmetičkih preparata, hrane i drugih izvora, nego što bi bio izložen živi iz dentalnog amalgama, epidemiološka istraživanja pokazuju da se, osim toga što je primjena dentalnog amalgama u brojnim zemljama već zabranjena, u velikom broju zemalja sve manje primjenjuje za zubne ispune.



## LITERATURA

1. Alexander G, Hopcraft MS, Tyas MJ, Wong RH. Dentists' restorative decision-making and implications for an „amalgamless“ profession. Part 1: a review. *Aust Dent J.* 2014;59:408-19.
2. Alexander G, Hopcraft MS, Tyas MJ, Wong RH. Dentists' restorative decision-making and implications for an „amalgamless“ profession. Part 2: a qualitative study. *Aust Dent J.* 2014;59:420-31.
3. Bellinger DC, Daniel D, Trachtenberg F, Tavares M, McKinlay S. Dental amalgam restorations and children's neuropsychological function the New England Children's Amalgam Trial. *Environ Health Perspect.* 2007;115:440-6.
4. Berry TG, Nicholson J, Troendle K. Almost two centuries with amalgam: Where are we today? *JADA.* 1994;125:329-39.
5. Barregard L, Trachtenberg F, McKinlay S. Renal effects of dental amalgam in children: the New England children's amalgam trial. *Environ Health Perspect.* 2008;116:394-9.
6. Clarkson TV, Magos L. The toxicology of mercury and its chemical compounds. *Crit Rev Toxicol.* 2006;36:609-62.
7. Eley BM, Cox SW. The release, absorption and possible health effects of mercury from dental amalgam: a review of recent findings. *Br Dent J.* 1993;175:355-62.
8. Galić N, Prpić-Mehičić G, Prester LJ, Blanuša M, Krnić Ž, Ferencić Ž. Dental amalgam mercury exposure in rats. *Biometals.* 1999;12(3):227-31.
9. Galić N, Prpić-Mehičić G, Prester LJ, Krnić Ž, Blanuša M, Erceg D. Elimination of mercury from amalgam in rats. *J Trace Elem Med Biol.* 2001;15:1-4.
10. Gazmeh V, Bahreini M, Tavassoli SH, Asnaashari M. Qualitative analysis of teeth and evaluation of amalgam elements penetration into dental matrix using laser induced breakdown spectroscopy. *J Lasers Med Sci.* 2015;6:67-73.
11. Hahn LJ, Kloiber R, Leininger RVV, Vimy MJ, Lorscheider FL. Whole body imaging of the distribution of mercury released from dental filling into monkey tissues. *FASEB J.* 1990; 4:3256-60.
12. Heintze U, Edwardsson S, Dérand T, Birkhed D. Methylation of mercury from dental amalgam and mercurychloride by oral Streptococci in vitro. *Scand J Dent Res.* 1983;91:150-2.
13. Hickel R, Meier C, Schiele R, Raab W, Petschelt A. Nebenwirkungen von Amalgam? – Eine interdisziplinäre Studie. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1991;46:542-4.
14. Issa Y, Brunton PA, Glennly AM, Duxbury AJ. Healing of oral lichenoid lesions after replacing amalgam restorations: A systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;98:553-65.
15. Jokstad A, i sur. Dental Amalgam and Mercury. *Pharmacology & Toxicology.* 1992;70: 308-13.
16. Jones LM. Focus on fillings: A qualitative health study of people medically diagnosed with mercury poisoning, linked to dental amalgam. *Acta Neuropsychiatr.* 2004;16:142-8.

17. Kaga M, i sur. Cytotoxicity of amalgam, alloys and their elements and phases. *Dent Mater.* 1991;7:68-72.
18. Kern JK, Geier DA, Bjorklund G, King PG, Homme KG, Haley BE, Sykes LK, Geier MR. Evidence supporting a link between dental amalgams and chronic illness, fatigue, depression, anxiety, and suicide. *Neuro Endocrinol Lett.* 2014;35:537-52.
19. Larsson KS. Teratological aspects of dental amalgam. *Adv Dent Res.* 1992; 6:114-20.
20. Lorscheider FL, i sur. The dental amalgam controversy – inorganic mercury and the CNS; genetic linkage of mercury and antibiotic resistances in intestinal bacteria. *Toxicol.* 1994;97:19-22.
21. Lussi i sur. Toxikologie der Amalgame. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1989; 99:55-8.
22. Marek M. Interactions between dental amalgams and the oral environment. *Adv Dent Res.* 1992;6:100-10.
23. Melchart D, Vogt S, Kohler W, Streng A, Weidenhammer W, Kremers L, i sur. Treatment of health complaints attributed to amalgam. *J Dent Res.* 2008;87:349-53.
24. Molin C. Amalgam – Fact and fiction. *Scand Dent Res.* 1992;100:66-73.
25. Needleman HL. Mercury in dental amalgam. – A neurotoxic risk? *JAMA.* 2006;295:1835-6.
26. Oliveira MT, Constantino HV, Molina GO, Milioli E, Ghizoni JS, Pereira JR. Evaluation of mercury contamination in patients and water during amalgam removal. *J Contemp Dent Pract.* 2014;15:165-8.
27. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13. izd. Philadelphia: Elsevier BV Mosby; 2012.
28. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. *Biocompatibility of dental materials.* Berlin-Heidelberg: Springer Verlag; 2009.

## 8. POGLAVLJE

---

# Materijali za punjenje korijenskoga kanala

Ivica Anić, Nada Galić

*Materijali za punjenje korijenskih kanala se rabe u završnoj fazi endodontskoga liječenja u svrhu brtvljenja korijenskih kanala biološki neaktivnim materijalima. Svrha brtvljenja je ispuniti prostor glavnoga korijenskoga kanala i zabrtviti apeksni otvor, lateralne i akcesorne kanale. Ti materijali ujedno trebaju omogućiti cijeljenje periapikalnog područja. Do danas, uz značajan suvremeni tehnološki razvoj, nijedan materijal za punjenje korijenskih kanala ne zadovoljava u potpunosti sve zahtjeve koje bi trebali ispunjavati takvi materijali, stoga se pri punjenju rabe najmanje dvije vrste punila zajedno. Najčešće je to kombinacija polutvrđog materijala (štapići gutaperke) i punila koje se stvrdnjuje u kanalu (cement). Vrste punila s obzirom na konzistenciju dijele se na: meka punila, koja ostaju trajno meka (paste temeljene na kalcijevu hidroksidu), meka punila, koja se s vremenom stvrdnjuje u korijenskom kanalu (cementi temeljeni na kalcijevu hidroksidu, cinkovu oksidu s eugenolom, umjetnim smolama, biokeramici), polutvrda (štapić gutaperke), tvrda punila (zlatni i titanski štapići). Za retrogradno zatvaranje korijenskih kanala rabe se najčešće Mineral Trioxide Aggregate (MTA), Super EBA (Super Ethoxybenzoic Acid) te Intermediate Restorative Material (IRM). Svi materijali za punjenje korijenskih kanala pokazuju toksičnost kada su svježe zamiješani, no nakon stvrdnjivanja postaju biokompatibilniji.*

Punjenje korijenskoga kanala završna je faza endodontskoga liječenja, čiji je cilj brtvljenje korijenskih kanala biološki neaktivnim materijalima. Ti materijali ujedno trebaju omogućiti cijeljenje periapikalnog područja. Svrha brtvljenja je ispuniti prostor glavnoga korijenskoga kanala i, što je moguće potpunije, zabrtviti apeksni otvor, lateralne i akcesorne kanale. Na taj se način želi ukloniti sve moguće puteve rubnog propuštanja endodontskoga prostora, bilo iz usne šupljine, periapikalnog i periradikularnog područja te zabrtviti sve podražajne čimbenike unutar endodontskoga prostora, odnosno korijenskih kanala, koji se nisu mogli ukloniti tije-

kom čišćenja. Korijenski kanal se može puniti kada je kanal dovoljno oblikovan i pripremljen za taj zahvat, kada se smatra da je korijenski kanal sterilan (negativan bakteriološki nalaz), kada je dovoljno isušen te kad nema akutnih upalnih promjena u periapikalnom području. Budući da nijedan materijal za punjenje kanala ne zadovoljava u potpunosti sve potrebne uvjete, to se pri punjenju rabe najmanje dvije vrste punila zajedno.

Najčešće je to kombinacija polutvrđog materijala (štapići gutaperke) i punila koje se stvrdnjava u kanalu (cement).

## POVIJESNI PRIKAZ

Prvo zabilježeno punjenje korijenskog kanala, koje je pronađeno u Negejskoj pustinji, učinjeno je prije gotovo 2200 godina. Nalaz je potvrđen radiografskom snimkom nađenog kostura na kojem je vidljiva bakrena žica implantirana u endodontski prostor. Dvije tisuće godina nakon toga, korijenski kanali pokušavali su se ispuniti gipsom, azbestom, bambusom, a potom i zlatom ili iridoplatskom legurom. Tijekom desetljeća razvoja dentalne medicine, mnoga su sredstva izbačena iz uporabe, a uvedena su nova. Do danas, uza značajan suvremeni tehnološki razvoj, nijedno sredstvo ne zadovoljava u potpunosti sve potrebne uvjete, stoga se pri punjenju rabe najmanje dvije vrste punila zajedno.

## KLASIFIKACIJA MATERIJALA ZA PUNJENJE KORIJENSKIH KANALA

Vrste punila s obzirom na konzistenciju dijele se na: meka punila koja ostaju trajno meka (paste), meka punila koja se s vremenom stvrdnjavaju u korijenskom kanalu (cementi), polutvrda (štapić gutaperke), tvrda punila (mogu biti elastična kao što su srebrni i zlatni štapić i rigidna npr: krom-kobaltni štapić). Kao zasebnu skupinu može se izdvojiti materijale koji se temelje na biokeramici, poput *Mineral Trioxide Aggregate* (MTA, *DeTrey*, *Dentsply*, Konstanz, Njemačka), koji se rabe i za punjenje korijenskih kanala i za retrogradno zatvaranje kanala, dok su preostali materijali za retrogradno punjenje korijenskih kanala *Super EBA* (*Super Ethoxybenzoic Acid*, *Stident International*, Staines, Middx, Velika Britanija) te *Intermediate Restorative Material* (IRM, *DeTrey*, *Dentsply*, Konstanz, Njemačka). Prije se rabio i non-cink srebrni amalgam za zatvaranje eksternih resorpcija ili retrogradno zatvaranje korijenskog kanala nakon apikotomije.

## Meka punila koja trajno ostaju meka (paste)

### Paste temeljene na kalcijevu hidroksidu

Paste temeljene na kalcijevu hidroksidu, zbog svoje kemijske nestabilnosti rabe se za privremeno punjenje kanala. Ne stvrđuju se i resorbiraju se tijekom vremena.

Konzistencija pasta postiže se različitim dodatcima (npr: metilceluloze), a radio-kontrastnost dodatkom npr. barijeva sulfata. U dodiru s vezivnim tkivom kalcijev hidroksid proizvodi teško topljive kalcijeve soli koje se talože na površinu materijala, stoga je otpuštanje iona vremenski i prostorno ograničen proces. Zajedničko im je svojstvo alkaličnost koja ovisi o količini hidroksilnih iona koji prodiru u dentinske tubule. Lako se ispiru iz korijenskih kanala.

Predstavnici skupine su:

- *Pulpodent* (Pulpodent Corp, Watertown Mass, SAD) vodena otopina
- *Calasept* (Speiko GmbH, Münster, Njemačka) sadržava 56 % kalcijeva hidroksida i u tragovima natrij, kalij i kalcijev klorid, otopljene u sterilnoj vodi
- *Apexit* baza (Vivadent, Schaan, Lihtenštajn), ne smije se miješati s aktivatorom jer se potom stvrđuje
- *Sealapex* baza (Kerr, Karlsruhe, Njemačka), ne smije se miješati s aktivatorom jer se potom stvrđuje
- *Calxyl* (Oco-Präparate GmbH, Dirmstein-Pfalz Njemačka) sadržava kalcijev hidroksid i barijev sulfat. Paste temeljene na kalcijevom hidroksidu rabe se kao dezinfekcijski uložak prije trajnog punjenja korijenskog kanala ili kod mladih trajnih zuba za poticanje apeksogeneze ili apeksifikacije te za punjenje korjenova mliječnih zuba. Osim toga, rabe se kod pacijenata gdje se očekuje dugi vremenski razmak između pojedinih endodontskih zahvata. Kalcijev hidroksid je vrlo učinkovit intrakanalni dezinficijens. Meke paste je potrebno ukloniti iz kanala po završetku liječenja i zamijeniti trajnim punilima koja se stvrđuju u kanalu.

### Meka punila koja se stvrđuju u korijenskom kanalu

To su cementi koji se u mekoj konzistenciji unose u kanal, a nakon određenog vremena se stvrđuju. Klasični predstavnici punila su: kloroperka, eukaperka i jodoformni cement.

**Kloroperka** se dobivala otapanjem gutaperke u kloroformu, međutim, budući da je kloroform kancerogen, kloroperka se ne preporučuje za uporabu.

**Jodoformni cement** sa svojim jakim antiseptičkim učinkom može se brzo, ili uz dodatak cinkovoga oksida, sporo resorbirati. Kod prepunjenja kanala izaziva dugotrajnu iritaciju i bol, sve dok se ne resorbira. Također se i jodoformni cement zbog toksičnosti, a i teškog uklanjanja iz korijenskih kanala ne preporučuje kao sredstvo za punjenje kanala.

**Eukaperka** se dobiva otapanjem gutaperke u eukaliptolu, koji ima antibakterijski i protuupalni učinak. U korijenski se kanal unosi u pastoznom stanju te stvrdnjuje hlapljenjem otapala, pri čemu dolazi do promjene volumena i poroznosti materijala.

### Cementi temeljeni na kalcijevu hidroksidu

Cementi temeljeni na kalcijevu hidroksidu skupina su kalcijevih salicilat cemenata koji se stvrdnjuju u kiseloj reakciji koja se zbiva pri dodiru salicilat estera s kalcijevim oksidom ili kalcijeva hidroksida u vodenoj bazi. Stvrdnjivanje se temelji na stvaranju kalcijeva salicilat kelatora. Ostaju trajno u kanalu i moraju biti kemijski stabilni. Ne otpuštaju, ili minimalno otpuštaju hidroksidne ione jer alkaliziranje dentina nije primarna zadaća tih preparata za razliku od pasta za privremeno punjenje kanala. Na tržište dolaze kao dvije paste (baza i katalizator u zasebnim štrcaljkama) od kojih jedna sadržava kalcijev oksid ili kalcijev hidroksid (akceptor protona), kontrastno sredstvo (barijev sulfat), punilo (cinkov oksid), plastifikatore (npr: etil-toluen sulfonamid). Druga pasta sadržava salicilatni ester (donator protona). Na tržištu se nalaze:

- *Calcibiotic root canal sealers* (CRCS, *Hygenic*, Akron, SAD) bio je jedan od prvih kalcijevih hidroksidnih cemenata (prašak: cinkov oksid, hydrogenirani rosin ester, barijev sulfat, kalcijev hidroksid, bizmutov supkarbonat; tekućina: eugenol, eukaliptol). Svrstavaju ga i u cinkov oksid s eugenolom cemente.
- *Sealpex* (Kerr, Karlsruhe, Njemačka) pojavio se ubrzo nakon CRCS-a. Tijekom vremena ekspandira, apsorbira vodu i mijenja radiokontrastnost.
- *Apexit* (Vivadent, Schaan, Lihtenštajn). Miješa se u omjeru 1 : 1 tijekom 10 do 20 sekunda. Za to vrijeme postigne se jednolična, kremasta smjesa koja se unosi u korijenski kanal. Na sobnoj temperaturi ostaje mekan nekoliko sati, a u kanalu se stvrdnjuje za 10 do 30 sati.
- *Biocallex* (Ondex SA, Quetigny, Francuska).

## Cementi temeljeni na cinkovu oksidu s eugenolom

Cinkov oksid s eugenolom cementi razvijeni su početkom tridesetih godina. Prvi je bio *Kerr sealer* (Kerr, Karlsruhe, Njemačka) (Rickert 1931.). Prašak je sadržavao cinkov oksid, precipitirano molekularno srebro, oleosmolu, timol jodid, a tekućina je bila: ulje klinčića i *Canada* balzam. Zbog prebrzog stvrdnjivanja 1936. godine Grossman je poboljšao recept (*ProcoSol radiopaque silver cement*): prašak je sadržavao cinkov oksid, precipitirano srebro, hidrogeniziranu smolu, magnezijev oksid, a tekućina je bila *Canada* balzam i eugenol. Obje su formule bile nepogodne za uporabu zbog srebra koje je intenzivno bojilo zube, a dodavalo se kao radiokontrastno sredstvo. Stoga Grossman, 1958. godine, modificira svoju formulu (*ProcoSol nonstaining cement*). Stvrdnjivanje zamiješane smjese zbiva se zbog stvaranja kristala cinkovih eugenolata  $(Ca_{10}H_{11}O_2)_2Zn$  koji obuhvaćaju smjesu cinkova oksida. Nereagirani eugenol ostaje zarobljen u materijalu i može oslabiti njegovo djelovanje ili čak može djelovati toksično. Povećana temperatura i vlažnost usporuju, a produljeno i čvrsto miješanje ubrzavaju proces skrućivanja cementa. Kod prepunjenja kroz apeksni otvor, cinkov oksid s eugenolom cementi su citotoksični i induciraju upalnu reakciju. Mogu izazivati upalu godinama nakon završene endodontske terapije sve dok makrofagi ne resorbiraju materijal. Eugenol može senzibilizirati organizam, a dokazan je i razvoj stomatitisa u pojedinih pacijenata liječenih ZnO cementima.

Komercijalni preparati dostupni na tržištu su:

- *ProcoSol* (DentalEZ, Hertfordshire, Velika Britanija) (Grossman 1958). Prašak sadržava: cinkov oksid, *staybelit* smolu, bizmutov supkarbonat, barijev sulfat. Tekućina sadržava: eugenol i slatko ulje badema.
- *Tubliseal* (Kerr, Karlsruhe, Njemačka) (1961.). Točna formula nije dostupna, ali zna se da prašak sadržava cinkov oksid, oleosmole, bizmutov trioksid, timol-jodid, ulja i vosak, a katalizator eugenol, polimeriziranu smolu i anidalin.
- *Hermetic (Lege Artis)*, Dettenhausen, Njemačka). Prašak sadržava cinkov oksid, cink-acetat, cinkov stearat, cirkonijev oksid, a tekućina sadržava eugenol i peruanski balzam. Ekspandira 3 %, veže vlagu 6 %. Osim navedenih postoje i brojni drugi materijali (*Rickert's*, *Roth* 501 i 801), a u cinkov oksid s eugenolom cimente ubrajaju se kloroperka, N2 i *Endomethasone*, ali se N2 i *Endomethasone* klasificira i u npr. paraformaldehidne paste zbog izrazite toksičnosti paraformaldehida.

## Cementi temeljeni na umjetnim smolama

Cementi temeljeni na umjetnim smolama su: epoksi smole (AH 26), epoksi-aminske smole (AH Plus) te cementi temeljeni na akrilatu i polietilenu, polikarboksilatni cementi i staklenoionomerni cementi, dok su cementi temeljeni na polivinilskim smolama (*Diaket*) povučeni iz uporabe.

*AH 26* (De Trey, Ballaigues, Švicarska) je epoksidna mola. Uveden je u uporabu u Europi (Schroeder 1957. godine). Prašak sadržava: srebrni prah, bizmutov oksid, heksametilen-tetraminij, titanov oksid, a aktivator je epoksi-bisfenolna smola. Stvrdnjuje se za 36 do 48 sati u korijenskom kanalu, a na sobnoj temperaturi za 5 do 7 dana. AH 26 dobro adherira za dentin, ali je jako toksičan za vrijeme stvrdnjivanja. Budući da je srebro bojilo zube, razvijen je cement bez udjela srebra *AH 26 silver free*.

*AH Plus* (De Trey, Ballaigues, Švicarska) je epoksi-aminska smola. Proizvođač navodi da ima poboljšana svojstva u odnosu na konvencionalni AH 26, tj. brže vrijeme stvrdnjivanja i pojačani radioopacitet, manju topljivost, ne dovodi do promjene boje zuba, dobru biokompatibilnost i lako se uklanja iz korijenskog kanala. Na tržište dolazi u obliku dviju pasta od kojih jedna sadržava epoksidnu smolu, kalcijev tungstat, cirkonijev oksid, silicijevu kiselinu i pigmente željeznog oksida. Druga pasta sadržava amine, kalcijev tungstat, cirkonijev oksid, silicijevu kiselinu i silikonsko ulje. Vrijeme rada je 4 sata na 23 °C, a vrijeme stvrdnjivanja je minimalno 8 sati na 37 °C.

**Staklenoionomerne cemente** (polikenoati) su razvili Wilson i Kent (1972. godine). Vežu se na caklinu i dentin preko karboksilnih skupina. Njihovo prijanjanje na gutaperku je otprilike podjednako klasičnim cinkovim oksidom s eugenolom cementima. Prednost im je što otpuštaju fluoride. Tvornički preparat *Ketac-Endo* (*3M Dental Products Division*, Mineapolis SAD) je staklenoionomerni cement za punjenje korijenskih kanala. Na tržište dolazi kapsuliran čime se olakšava rukovanje materijalom. U novije se vrijeme uvode u uporabu materijali na bazi polidimetilsiloksana, jedan od takvih preparata je i *RoekoSeal* (*Roeko Dental Products*, Langenau, Njemačka).

Idealan materijal za brtvljenje korijenskih kanala još uvijek ne postoji te se stalno rade istraživanja u tu svrhu. Jedan od rezultata takvih istraživanja je i koncept materijala za punjenje korijenskih kanala temeljen na metakrilatima. Materijali temeljeni na polimernim smolama, zahvaljujući hidrofilnosti smole, mogu duboko penetrirati u dentinske tubuluse i stvoriti hibridni sloj. Suvremeni adhezijski



materijali za punjenje temelje se na ostvarivanju koncepta „monoblok“ punjenja, tj. adhezijske veze između štapića gutaperke omotanih smolom, punila i stijenki korijenskoga kanala. Naime, budući da se punila bazirana na metakrilatu ne mogu vezati za gutaperku, napravljeni su štapići gutaperke omotani smolom – **RCGP štapići** (*Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, SAD*). RCGP štapići uz gutaperku sadržavaju cinkov oksid, barijev sulfat i boje. Umotani su u tanki sloj polimeriziranog uretandimetakrilata. Proizvode se u različitim konicitetima (0,02, 0,04, 0,06) i promjerom na vrhu sukladno ISO normizaciji. Veza punila sa smolastom površinom na štapićima gutaperke na jednoj, te dentinom na drugoj strani, stvara kontinuirani sloj (monoblok) koji potpuno ispunjava područje korijenskoga kanala.

Cementi bazirani na metakrilatima su relativno novi materijali u endodonciji bazirani na polimernoj tehnologiji. Predstavnici su:

1. *EndoREZ* (*Ultradent Products, Inc, South Jordan, UT, SAD*)
2. *RealSeal* (*Sybron Dental Specialities, Orange CA, SAD*)

*EndoREZ* (*Ultradent Products, Inc, South Jordan, UT, SAD*) je hidrofilan, dvokomponentan (baza i katalizator), dvostruko polimerizirajući, *self-priming*, radioopakni materijal za punjenje korijenskog kanala na bazi (di)uretan dimetakrilata (UDMA). *EndoREZ* baza sadržava: bizmut (radioopaker), UDMU, TEGDMU (trietilenglikol-dimetakrilat), peroksidni inicijator, fotoinicijator, malu količinu drugih punila. *EndoREZ* katalizator sadržava: bizmut (radioopaker), UDMU, TEGDMU, tercijarne amine, malu količinu drugih punila. *EndoREZ* punilo se može rabiti u kombinaciji s *EndoREZ* gutaperkama koje su i same premazane *EndoREZ* punilom, s ciljem uspostave kontinuirane adhezije (monoblok) između svih materijala te drugim gutaperkama i tehnikama punjenja. Punilo dolazi u dvostrukom aplikatoru za miješanje u kojem su baza i katalizator uz *Skinny* štrcaljke (u koje se utiskuje zamiješani materijal te se iz njih materijal aplicira u korijenski kanal s pomoću specijalnog nastavka – *Navitip*). Da bi se postigao monoblok potrebno je držati se određenih smjernica za rad s materijalima temeljenima na metakrilatima kao što su ostavljanje minimalne vlažnosti kanala zbog hidrofilnosti materijala. Međutim, treba obratiti pozornost na to da previše vode u kanalima može interferirati s polimerizacijskim procesom i smanjiti snagu sveze te dovesti do mikropropuštanja.

*RealSeal* (*Resilon/Epiphany*) sustav za punjenje korijenskog kanala. *Penton Clinical Technologies* (Wallingford, CT) svojevremeno je preuzeo *Sybron Dental Specialities*,

pa tako i *Resilon/Epiphany* sustav koji će stoga biti označeni kao *RealSeal*. Od kolovoza 2008. pod nazivom *RealSeal* kategorizirani su sljedeći proizvodi:

- a) *SimpliFill* (*LightSpeed Technology Inc.*, San Antonio, TX, SAD)
- b) *InnoEndo* (Heraeus Kulzer, Armonk NJ, SAD)
- c) *Resinate* (Obtura Spartan, Fenton MO, SAD)
- d) *Resilon/Epiphany* (Obtura Spartan, Fenton MO, SAD)

*RealSeal* sustav sastoji se od dvostruko polimerizirajućeg punila, primera i bonda i *Resilon* štapića. Punilo se sastoji od organske matrice i anorganskog punila. Organska matrica temeljena je na: bisglicidimetakrilatu (BisGMA), etoksiranoj BisGMA, UDMI i hidrofilnom metakrilatu. Anorganski dio, koji težinski čini 70 %, sadržava kalcijev hidroksid, barijev sulfat, barijevo staklo, bizmutov oksiklorid i silicijev dioksid. Materijal ima pH > 11,5 i djeluje bakteriostatički. Stvrđnjuje se za 25 minuta. Nakon stvrđnjivanja, pH materijala je neutralan.

Samojetkajući primer sadržava: funkcionalni monomer, hidroksietilmetakrilat (HEMA), vodu, inicijator polimerizacije.

Resilon štapići su od polimernog materijala (polikaprolakton) koji sadržava: bioaktivno staklo, bizmutov oksiklorid i barijev sulfat. Proizvode se s različitim konicitetima (0,02, 0,04, 0,06) i promjerom na vrhu sukladno ISO normizaciji. Postoje i nestandardizirani oblici Resilon štapića. Mogu se rabiti kod tehnike hladne lateralne i vruće vertikalne kondenzacije. Vezanje *Resilon* štapića za metakrilatna punila bilo je upitno zbog količine dimetakrilata u termoplastičnom kompozitu, koja nije optimalna za kemijsko vezanje. Međutim, kada je razvijena hrapava površina, mikromehaničko vezanje značajno je pojačalo ukupnu snagu sveze.

## Cementi temeljeni na biokeramici

Ti materijali, koji su pogodni za punjenje korijenskog kanala, ali i retrogradno punjenje korijenskih kanala, pojavili su se devedesetih godina prošlog stoljeća. Predstavnici su:

**Mineralni trioksid agregat (MTA).** MTA je razvijen 1990. godine (*Dentsply International*, SAD) kao mješavina dikalcijeva silikata, trikalcijeva silikata, trikalcijeva aluminata, gipsa, tetrakalcijeva aluminoferita i bizmutova oksida. Brojna su istraživanja pokazala da je bikompatibilan materijal. Rabi se za retrogradno zatva-

ranje kaviteta, prekrivanje pulpe, kao apikalna barijera za reparaturu perforacija korijena i za apeksifikaciju. Miješa se sa sterilnom vodom (omjer 3 : 1). Dolazi u dvije boje (siva i bijela), pokazuje dobra mehanička svojstva, a lomovi na spoju s dentinom su, uglavnom, adhezijskog tipa. Vrijeme stvrdnjivanja MTA iznosi oko 165 minuta, a pH vrijednost iznosi oko 10,2 nakon miješanja i oko 12,5 nakon tri sata. Dolazi na tržište u dvije forme (bijeli – WTMA i sivi – GMTA). Bijeli MTA je razvijen nekoliko godina nakon sivoga koji može obojiti dentin (Kratchman). Prema podacima iz literature, praktički je netopljiv iako dugotrajna istraživanja pokazuju povećanu topljivost.

**Biodentin.** Biodentin je biokeramički materijal i spoj je trikalcijeva silikata, kalcijeva karbonata, cirkonijeva oksida i otopine kalcijeva klorida kao akceleratora (*Biodentine, Septodont*, Francuska). Uveden je u kliničku praksu kao zamjena za dentin 2011. godine. Vrijeme stvrdnjivanja biodentina je oko 10 – 12 minuta, a cirkonijev oksid osigurava dovoljnu radiokontrastnost. Vrijednost pH je oko 11,7 i ostaje visok i do 28 dana. Jedna od odlika biokeramike je i otpuštanje kalcijevih iona koji se sa silikatima odlaže u okolni dentin. Osim toga, biodentin može potaknuti diferencijaciju matičnih stanica u osteoblaste. Mehanički pokazuje dobra svojstva i uglavnom samo kohezivne frakture. Iako biodentin može potaknuti remineralizaciju dentina, produljeni kontakt može negativno utjecati na kolageni matriks, ali je oštećenje ograničeno samo na kontaktno područje i ne umanjuje sposobnost materijala kao endodontskog punila.

**MTA Angelus materijal** (Angelus, Brazil) sastoji se od 80 % Portland cementa i 20 % bizmutova oksida. Vrijeme stvrdnjivanja iznosi oko 12 – 14 minuta. Za razliku od GMTA, MTA Angelus ima manju količinu bizmutova oksida i magnezijeva fosfata, a više kalcijeva karbonata, kalcijeva silikata i barijeva cink fosfata. MTA Angelus nema citotoksično ili genotoksično djelovanje. Pokazuje umjereno antibakterijsko djelovanje. Na tržište dolazi u bijeloj i sivoj boji.

**Endosequence** (*Endosequence root repair material*, ERRM, Brassler, SAD) dolazi na tržište i pod nazivom *iRoot BP Plus* u obliku paste. Oba materijala se sastoje uglavnom od kalcijeva silikata, cirkonijeva oksida, tantalova oksida i monobazičnoga kalcijeva fosfata. Prema proizvođaču, vrijeme rada iznosi oko 30 minuta, a vrijeme stvrdnjivanja oko četiri sata. Stvrdnjuje se u vlažnom mediju. Vrijednost pH vrlo je visoka i iznosi oko 12,4 što može objasniti i njegovo antibakterijsko djelovanje. Citotoksični učinak mu je minimalan i usporediv s MTA i MTA Angelus.

## Polutvrda punila korijenskoga kanala

**Gutaperka** se za punjenje korijenskog kanala rabi od 1867. godine kada je Bowman izvjestio o njezinoj mogućoj uporabi. Gutaperka je dugi hidrokarbonski lanac i izoprenski dio prirodne gume. Materijal je crvenkaste boje, translucantan i krut na sobnoj temperaturi. Postaje elastična na temperaturi od 25 °C, a meka na više od 60 °C. Relativno je dobar toplinski izolator, a plastičnost koju dobiva zagrijana na 40 °C do 45 °C omogućuje njezinu vertikalnu kondenzaciju u kanalu. Otapa se u organskim otapalima, a najbolje u kloroformu, karbonovu disulfidu, benzenu, ksilolu, halotanu, eukaliptusovu ulju, ali i u eteru i acetonu.

Izložena zraku i svjetlu postaje krta i krhka zbog oksidacije i promjene kristalne strukture.

Gutaperka (trans-poliizopren) ima više linearnu strukturu i CH<sub>2</sub> lance postavljene na suprotnoj strani od dvostrukih veza, za razliku od prirodne gume (cis-poliizopren) koja ima CH<sub>2</sub> lance na istoj strani gdje i dvostruke veze. Zbog toga je gutaperka tvrđa, krhkija i manje elastična od prirodne gume. Ako se prirodno stvorena α kristalična gutaperka zagrije na 65 °C topi se i postaje amorfna. Ako se takav materijal polagano hladi (0,5 °C na sat) ponovno se stvara α-gutaperka. Brže hlađenje rezultira kristaliziranjem β-forme gutaperke. Tijekom vremena β-gutaperka prelazi u stabilniju α gutaperku i zbog toga postaje krhka. Taj se proces usporuje držanjem gutaperke na hladnom mjestu. Ako postanu krhke, gutaperke treba držati u vrućoj vodi tijekom 1 minuta. Za uporabu u dentalnoj medicini, gutaperka dolazi u obliku standardiziranih i nestandardiziranih štapića koji promjerom i oznakama (brojevi ili boja) odgovaraju endodontskim instrumentima. Štapići gutaperke zapravo sadržavaju samo 18 do 22 % gutaperke, a 56 do 75 % cinkova oksida, 1,5 do 17 % sulfata teških metala, te voska i smole od 1 do 4 %. Rđg-mikroanalizom dokazana je prisutnost cinka, silikona, titana, kadmija, bakra i željeza u štapićima gutaperke, a sadržaj ovisi o proizvođaču. Gutaperka je relativno netoksična, a citotoksičnost ovisi o dodatcima. Protisnuta kroz apeksni otvor izaziva stvaranje tanke vezivne kapsule bogate stanicama i brojnim makrofagima te drugim eksudacijskim stanicama.

## Tvrda punila korijenskoga kanala

**Srebrni štapići** su se nekad široko rabili u endodonciji, danas se više ne primjenjuju zbog korozije i citotoksičnosti čistog srebra. Mogu se zamijeniti zlatnim ili titanskim štapićem.

## ZAHTEVI MATERIJALA ZA PUNJENJE KORIJENSKIH KANALA

Još u prošlom stoljeću Grossman je iznio načela koja bi trebao ispunjavati idealni materijal za brtvljenje korijenskih kanala:

- biokompatibilnost
  - sterilnost ili mogućnost lakog steriliziranja i jednostavno unošenje u korijenski kanal
  - ljepljivost i dobro vezanje uz stijenku dentina (brtviti kanal lateralno, kao i apikalno)
- polagano stvrdnjivanje
  - stalan volumen (nepoželjno je pri stvrdnjivanju svojstvo kontrakcije, dok se ekspanzija smatra poželjnom)
- netopljivost u tkivnim tekućinama
- baktericidni ili bakteriostatički učinak
- radiokontrastnost
- mogućnost uklanjanja iz korijenskog kanala (topljivost u otapalu)
- ne mijenja boju zubnog tkiva.

Do danas, uza značajan suvremeni tehnološki razvoj, nijedno sredstvo ne zadovoljava u potpunosti sve postavljene uvjete, stoga se pri punjenju rabe najmanje dvije vrste punila zajedno. Najčešće je to kombinacija polutvrđog materijala (štapići gutaperke) i punila koje se stvrdnjuje u kanalu (cement). Pri tome punilo zapunjava prostore između štapića i stijenki kanala, a isto tako prodire u lateralne i akcesorne kanaliće kamo štapići ne mogu doprijeti.

## BIOLOŠKI ODGOVOR TKIVA NA MATERIJALE ZA PUNJENJE KORIJENSKIH KANALA

1. Svi endodontski materijali pokazuju toksičnost kada su svježe zamiješani (vrlo toksični sastojci su: eugenol, eukaliptol, kloroform, iodoform, paraformaldehid i kiseline).
2. Što se prije i potpunije stvrdne i postane stabilan u korijenskom kanalu to je materijal biokompatibilniji.
3. Tkiva bolje podnose materijale koji bolje brtve, koji su netopljivi i kemijski stabilni.

## LITERATURA

1. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF. Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res.* 2012;91:454-9.
2. Bin CV, Valera MC, Camargo SE, Rabelo SB, Silva GO, Balducci I, i sur. Cytotoxicity and genotoxicity of root canal sealers based on mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2012;38:495-500.
3. Ciasca M, Aminoshariae A, Jin G, Montagnese T, Mickel A. A comparison of the cytotoxicity and proinflammatory cytokine production of EndoSequenceroot repair material and ProRoot mineral trioxide aggregate in human osteoblast cell culture using reverse-transcriptase polymerase chain reaction. *J Endod.* 2012;38:486-9.
4. Cohen S, Burns RC. *Pathways of the pulp.* 7. izd. St. Louis: CV Mosby Inc; 2002.
5. Damas BA, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J Endod.* 2011;37:372-5.
6. De Almeida WA, Leonardo MR, Tanomaru FM, Silva LAB. Evaluation of apical sealing of three endodontic sealers. *Int Endod J.* 2000;33:25-7.
7. De Moor RJG, Hommez GMG. The long-term sealing ability of an epoxy resin root canal sealer used with five guttapercha obturation techniques. *Int Endod J.* 2002;35:275-82.
8. Ersev H, Yilmaz B, Dincol ME, Daglaroglu R. The efficacy of ProTaper Universal rotary retreatment instrumentation to remove single gutta-percha cones cemented with several endodontic sealers. *Int Endod J.* 2012;45:756-62.
9. Ersahan S, Aydin C. Solubility and apical sealing characteristics of a new calcium silicate-based root canal sealer in comparison to calcium hydroxide-methacrylate resin and epoxy resin-based sealers. *Acta Odontol Scand.* 2013;71:857-62.
10. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod.* 2005;31:376-9.
11. Gandolfi MG, Iacono F, Agee K, Siboni F, Tay F, Pashley DH, i sur. Setting time and expansion indifferent soaking media of experimental accelerated calcium-silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108:39-45.
12. Gerosa R, Menegazzi G, Borin M, Cavalleri G. Cytotoxicity evaluation of six root canal sealers. *J Endod.* 1995;21:446-8.
13. Grossman LI, Oliet S, Del Rio CE. *Endodontic practice.* Philadelphia: Lea&Febiger;1988.
14. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J.* 2013;46:808-14.
15. Hess D, Solomon E, Spears R, He J. Retreatability of a bioceramic root canal sealing material. *J Endod.* 2011;37:1547-9.
16. Ingle JI, Bakland LK. *Endodontics.* 5. izd. Hamilton: BC Decker Inc; 2002.
17. Osorio RM, Hefti A, Vertucci FJ, Shawley AL. Cytotoxicity of endodontic materials. *J Endod.* 1998;24:91-6.

18. Santos AD, Araujo EB, Yukimitu K, Barbosa JC, Moraes JC. Setting time and thermal expansion of two endodontic cements. *Oral Surg Oral Med OralPathol Oral Radiol Endod.* 2008;106:77-9.
19. Saunders WP, Saunders EM, Herd D, Stephens E. The of glass ionomer as a root canal sealer – a pilot study. *Int Endodon J.* 1992;25:238-44.
20. Staehle HJ, Spiess V, Heinecke A, Müller HP. Effect of root canal filling materials containing calcium hydroxide on the alkalinity of root dentin, *Endod Dent Traumatol.* 1995;11:163-8.
21. Tay FR, Loushine RJ, Monticelli F, Weller RN, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH Effectiveness of resin-coated gutta-percha cones and a dual-cured hydrophilic methacrylate-based root canal sealer in obturating root canals. *J Endod.* 2005;31:659-64.
22. Tay FR, Hiraishi N, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Gillespie WT, Doyle MD. Bondability of Resilon to a methacrylate-based root canal sealer. *J Endod.* 2006;32:133-7.
23. Torabinejad M, Walton RE. *Endodoncija.* Zagreb: Naklada Slap; 2009.
24. Yang Q1, Troczynski T, Liu DM. Influence of apatite seeds on the synthesis of calcium phosphate cement. *Biomaterials.* 2002;23:2751-60.
25. Zanini M, Sautier JM, Berdal A, Simon S. Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulates biomineralization. *J Endod.* 2012;38:1220-6.
26. Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M. Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*. *J Endod.* 2009;35:1051-5.
27. Zhu Q, Haglund R, Safavi KE, Spangberg LS. Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. *J Endod.* 2000;26:404-6.





# IV.

## Gradivni i pomoćni materijali u dentalnoj protetici

9. Metali i legure u dentalnoj medicini  
Andreja Carek ..... 162
10. Dentalna keramika  
Ketij Mehulić ..... 185
11. Polimeri i polimerizacija  
Sonja Kraljević Šimunković, Samir Čimić ..... 208
12. Dentalni cementi  
Marko Jakovac ..... 227
13. Materijali za otiske  
Denis Vojvodić ..... 242
14. Pomoćni i laboratorijski materijali  
Sonja Kraljević Šimunković, Samir Čimić ..... 272
15. Površine dentalnih materijala i njihova obrada  
Josip Kranjčić ..... 292
16. Sustav računalnog oblikovanja i strojne izrade nadomjestaka  
Lana Bergman ..... 309

## 9. POGLAVLJE

---

# Metali i legure u dentalnoj medicini

Andreja Carek

*Dentalna medicina kao grana medicine ima značajnu ulogu u zdravlju čovjeka, a primjenom novih tehnologija održavanje oralnog zdravlja je puno učinkovitije. U tu svrhu izrađujuju se dentalni proizvodi od različitih metalnih materijala najčešće lijevanjem, strojnom obradom ili obradom uz pomoć lasera. Metali i legure moraju posjedovati odgovarajuća svojstva za primjenu u dentalnoj medicini, među kojima su najvažnija: biokompatibilnost, tvrdoća i čvrstoća. Metal kao zaseban element svojim svojstvima ne zadovoljava u potpunosti tražene uvjete, te se stoga postupkom legiranja dobivaju različite legure koje se mogu primjenjivati u oralnoj sredini. Najčešća podjela metalnih materijala koji se primjenjuju u dentalnoj medicini je na plemenite i neplemenite. Razvojem novih tehnologija omogućeno je dobivanje novih metalnih materijala s još pogodnijim svojstvima. Tu se svakako ističu titan i legure na bazi titana. Napredak u računalnoj tehnologiji rezultira bržom proizvodnjom kvalitetnijih i ekonomičnijih dentalnih metalnih proizvoda.*

Metali i legure su materijali koji imaju široku uporabu u dentalnoj medicini. Rabe se kao gradivni materijali u restaurativnoj i dječjoj dentalnoj medicini, u ortodonciji, dentalnoj protetici, kirurgiji. Od njih su izrađeni brojni instrumenti i pomoćna radna sredstva.

## POVIJEST RAZVOJA METALNIH MATERIJALA U DENTALNOJ MEDICINI

U 7. st. prije Krista Etruščani su rabili slonovaču i kosti poduprte zlatnim okvirom kao nadogradnju za zube. U 1800-tim godinama, metalni zubni nadomjestci izrađivali su se prešanjem aluminijske, amalgama, zlata, olova, platine i srebra. Iako su se proteze i nadomjestci izrađivali od metala stoljećima, tehnologija preciznog lijevanja nije bila moguća sve do 20-og stoljeća, odnosno 1907. godine kada je Taggot predstavio metodu za proizvodnju krunica i mostova preciznim lijevanjem. Električne peći i uređaji za lijevanje počeli su se rabiti u ranim 1900-ima te je ubrzo nakon toga i tehnologija lijevanja brzo napredovala. Međutim, uspješno lijevanje titana, jednog od biološki najtolerantnijih metala u dentalnoj medicini, nije postignuto sve do 1970-ih, i to zbog njegove reaktivnosti s kisikom i osjetljivosti tehnike lijevanja. Nakon toga razvijeno je nekoliko tehnologija, kao što su računalno oblikovanje i strojna izrada nadomjestka (CAD-CAM), lasersko sinteriranje i lasersko zavarivanje koji olakšavaju proizvodnju metalnih materijala za primjenu u dentalnoj medicini.

## METALI

Metali su elementi čiji su atomi povezani jakim metalnom vezom. Stvaraju elektropozitivne ione. Dobri su vodiči električne struje i topline. S kisikom stvaraju okside, dok u reakciji s kiselinama stvaraju soli. U prirodi se u elementarnom stanju pojavljuju slabo reaktivni metali poput zlata i platine. Najčešće se u prirodi nalaze u obliku kemijskih spojeva i mineralnih ruda. Međutim, neki se metali nalaze i u vezanom i u nevezanom obliku kao npr. bakar i srebro. Svojstva su im određena elektronima koji se mogu osloboditi te se slobodno gibaju unutar kristalne rešetke. Najrasprostranjeniji metali su željezo i aluminij, dok je najcjenjenije zlato. Nalaze se u krutom agregatnom stanju, osim žive i galija. Bijele do svijetlosive su boje (osim bakra i zlata). Prepoznaju se po metalnom sjaju. Mogu se dobro mehanički obrađivati te u rastaljenom stanju miješati u svrhu nastajanja legure. Metali se nalaze na lijevoj strani i u sredini periodnog sustava elemenata i zauzimaju  $3/4$  njegove površine. U dentalnoj se medicini metali primjenjuju već nekoliko stoljeća. Zbog svoje odlične lijevljivosti i obradivosti deformiranjem, najprije se počelo rabiti zlato i njegove legure. Zlatne legure rabe se više od pola stoljeća u dentalnoj medicini, pri čemu je njihova cijena bila zanemariva u odnosu na njihova optimalna tehnološka i mehaničko-fizikalna svojstva. Zbog rasta cijena zlata pokušavalo se naći alternativne legure koje će biti jednako kemijski stabilne u ustima, a istodobno ekonomične. Odgovor je nađen u neplemenitim legurama,

koje su, s obzirom na optimalna mehanička svojstva, ali i biološku podnošljivost, našle široko polje indikacija u dentalnoj protetici.

Prihvaćena je podjela metala:

- prema **kemijskom ponašanju** na:
  1. plemenite (Au, Pt, Ag, Ru, Rh, Pd, Os, Ir)
  2. neplemenite (Cr, Ni, Co, Zn, Al)
- prema **gustoći** na:
  1. laki – gustoće do  $5 \text{ g/cm}^3$  (Al, Mg, Ti)
  2. teški – gustoća veća od  $5 \text{ g/cm}^3$  (Au, Ag, Pd, Cu)
- prema **sadržaju stranih primjesa** na:
  1. tehnički čiste (do 1 % primjesa)
  2. kemijski čiste (od 0,01 – 0,1 % primjesa)
  3. fizikalno čiste (manje od 0,01 % primjesa)

U dentalnoj medicini rabi se velik broj metala, poput zlata, paladija, platine i drugih.

**Zlato** (Au) se dugo rabi u dentalnoj medicini zbog svojih iznimnih svojstava; ne korodira, ne mijenja boju, ima dovoljnu tvrdoću, elastičnost i oligodinamičko djelovanje. Kemijski je inertno, nije alergen, postojane boje. Plemeniti je metal koji osigurava visoku otpornost na koroziju i trošenje te neznatno povećava interval taljenja legure. Poboljšava obradivost, sposobnost poliranja, povećava gustoću i duktilnost legurama kojima se dodaje. Povećava termički koeficijent ekspanzije (TKE) legura paladija. Međutim, ako je prisutno u dovoljnim količinama, daje vrlo ugodnu žutu boju leguri, koja se može lako neutralizirati dodavanjem „bijelih“ metala, poput paladija i srebra.

**Paladij** (Pd) je plemeniti metal koji pripada u platinsku skupinu elemenata periodnog sustava.

Dodaje se legurama zlata za povećanje čvrstoće, tvrdoće (s bakrom), otpornost na koroziju i tamnjenje. Osim toga, legurama zlata povećava modul elastičnosti, čvrstoću i tvrdoću, a smanjuje im gustoću. Legurama povećava interval taljenja. Ima veliku sposobnost izbjeljivanja, tako da legura s 90 % zlata i samo 10 % paladija ima platinastu boju. Paladij ima visoki afinitet prema vodiku, kisiku i ugljiku. Snizuje gustoću legura zlata, ali ima sličan učinak i na legure srebra.

**Platina** (Pt) je plemeniti metal te pripada u platinsku skupinu elemenata. Povećava interval taljenja, čvrstoću, tvrdoću i modul elastičnosti legura zlata. Poboljšava

njihovu otpornost na koroziju, tamnjenje i popuštanje. Leguri daje bijelu boju, a zbog velike gustoće povećava gustoću legura koje nisu na bazi zlata.

**Iridij** (Ir) je plemeniti metal koji pripada platinskoj skupini. Dodaje se legurama na bazi zlata i paladija za usitnjavanje zrna kako bi im se poboljšala mehanička svojstva kao i otpornost na tamnjenje.

**Rutenij** (Ru) je plemeniti metal koji pripada platinskoj skupini te, kao i iridij, služi za usitnjavanje zrna u legurama na bazi zlata i paladija u svrhu poboljšanja mehaničkih svojstava.

**Srebro** (Ag) iako je dragocjen element, ne smatra se plemenitim u usnoj šupljini. Ono snizuje interval taljenja, poboljšava viskoznost, pomaže kontrolirati TKE u legurama na bazi zlata i paladija. Srebro posjeduje visoki afinitet za apsorpciju kisika, što može uzrokovati poroznost tijekom lijevanja. Međutim, dodatkom male količine cinka ili indija u legure zlata ili srebra poroznost se može kontrolirati. U prisutnosti sumpora, srebro korodira i tamni.

**Aluminij** (Al) je metal koji se dodaje legurama na bazi nikla za smanjenje intervala taljenja.

Očvršćava leguru i utječe na nastanak oksida. Jedan je od elemenata, uz Co-Cr legure, koji se „nagrizava“ s površine legure sa svrhom stvaranja mikromehaničke retencije.

**Berilij** (Be) poput aluminijsa smanjuje interval taljenja legura na bazi nikla, poboljšava lijevljivost, sposobnost poliranja, očvršćava leguru i pomaže u kontroli nastanka oksida. Međutim, upitna je njegova zdravstvena sigurnost za pacijenta i tehničara.

**Bor** (B) je dezoksidans. Povećava tvrdoću legura na bazi nikla, smanjuje površinsku napetost rastaljene legure te poboljšava njezinu lijevljivost. Bor smanjuje duktilnost i povećava tvrdoću legura kojima se dodaje.

**Krom** (Cr) je metal koji pospješuje otvrdnjivanje stvaranjem čvrste otopine. Pridonosi otpornosti na koroziju svojim pasivizirajućim učinkom, te osigurava otpornost na tamnjenje.

Međutim, krom stvara krhku, tzv. sigma fazu koja dovodi do lomljivosti odljeva. Iz tog se razloga njegov udio u tim legurama ograničava na 28 – 29 %.

**Kobalt** (Co) se dodaje legurama paladija za povećanje TKE. Očvršćava leguru, povećava tvrdoću i modul elastičnosti. Legure na bazi kobalta teže se obrađuju.

**Bakar** (Cu) se dodaje za otvrdnjivanje i očvršćivanje legure. Može smanjiti interval taljenja.

U interakciji s platinom, paladijem, srebrom i zlatom osigurava sposobnost toplinskog obrađivanja legura na bazi zlata, srebra i paladija. Bakar neznatno smanjuje gustoću, a može poboljšati pasivnost Pd-Cu legura.

**Galij** (Ga) se dodaje keramikama koje ne sadržavaju srebro kako bi se uravnotežili TKE keramike i legure.

**Indij** (In) ima različite uloge u metal-keramičkim legurama na bazi zlata. Smanjuje interval taljenja i gustoću legure, poboljšava viskoznost te povoljno utječe na očvršćivanje i otvrdnjivanje. Indij se dodaje legurama s visokim udjelom srebra (npr. Pd-Ag legure) za povećanje otpornosti na tamnjenje.

**Željezo** (Fe) se dodaje zlatnim legurama za metal-keramičke nadomjestke za otvrdnjivanje i očvršćivanje, te vezivanje kisika u okside. Također, željezo čini bazu nekoliko vrsta legura na bazi metala. U većini legura udio željeza je malen. Dobro se nadopunjuje s niklom pa zajedno poboljšavaju mogućnost obrade legure u hladnom stanju.

**Mangan** (Mn) na sebe veže kisik u legurama na bazi nikla i kobalta. Međutim, u većim je koncentracijama štetan za zdravlje pacijenta.

**Molibden** (Mo) poboljšava otpornost na koroziju, stvara okside i povoljno utječe na TKE legura na bazi nikla.

**Nikal** (Ni) ima TKE kao i zlato, te zbog toga čini bazu mnogih legura. Osim toga, legurama osigurava otpornost na koroziju i daje im rastezljivost i žilavost. Međutim, nikal nije posve siguran za zdravlje pacijenta, jer može uzrokovati alergije i dermatoze.

**Kositar** (Sn) služi kao sredstvo za otvrdnjivanje i smanjuje interval taljenja legure. Jedan je od ključnih elemenata u tragovima za oksidaciju Pd-Ag legura.

**Titan** (Ti) je neplemeniti metal. Brojna istraživanja dokazuju njegovu izvrsnu biokompatibilnost i otpornost na koroziju. On se poput aluminija i berilija dodaje za smanjenje intervala taljenja i poboljšanje lijevljivosti. Povećava tvrdoću legure i stvara okside na visokim temperaturama.

**Cink** (Zn) poboljšava lijevljivost i pridonosi tvrdoći kada je u kombinaciji s paladijem, a pomaže i u smanjivanju intervala taljenja legure te smanjuje plinsku poroznost.

## LEGURE

Legure su mješavine metala s nekim drugim metalom ili nemetalom u čvrstoj otopini, u svrhu dobivanja boljih svojstava od ishodnog materijala, pri čemu prevladavaju metalna svojstva. Međusobna kemijska sklonost pojedinih elemenata je različita. Za elemente sličnog promjera atoma i jednake kristalne strukture ne postoji ograničene topljivosti jednog elementa u drugom te stoga skrućuju kao jedna faza. Ovisno o međusobnoj sklonosti sastojaka u jednoj leguri, mijenja se mikrostruktura, a time i svojstva legure. Prema sastavu legure mogu biti: homogene, nehomogene i heterogene te mehaničke smjese. Smjesa sastojaka može se dobiti i postupkom sinteriranja, odnosno kompaktiranjem metalnog praha pod tlakom i pri povišenoj temperaturi. Legure s obzirom na broj sastojaka mogu biti dvokomponentne, trokomponentne ili višekomponentne. Smisao legiranja je povećavanje čvrstoće, tvrdoće i otpornosti prema koroziji. Legure su pri sobnoj temperaturi sjajne površine, kristalne građe, lijevaju se u određenom vremenskom razdoblju, tj. unutar intervala taljenja.

Legure su sistematizirane prema masenom ili atomskom udjelu glavnih sastojaka, prema mehaničkim svojstvima i prema namjeni. Prema elektropotencijalu sastojaka, legure se dijele na plemenite i neplemenite legure. Dok u plemenitim legurama mora biti određeni udio neplemenitih sastojaka, poglavito zbog poboljšanja mehaničkih svojstava, neplemenite legure u pravilu ne sadržavaju plemenite sastojke te se često nazivaju bazičnim ili alternativnim legurama.

## DENTALNE LEGURE

Čisti metali se ne rabe u stomatološkoj protetici, osim titana, jer njihova svojstva ne odgovaraju kliničkim zahtjevima. Broj od više od dvije tisuće različitih legura razlog su postojeće sistematizacije u svrhu olakšanja izbora terapeutu. Postoji nekoliko podjela dentalnih legura, a najčešće su prema sastavu, namjeni i mehaničkim svojstvima. Osnovni uvjet za postojanost u ustima je homogenost metalnog odljeva. Proces nastanka čvrstih otopina su kristalizacija (uspostavljanje rešetke) te difuzija (kretanje atoma). U krutom stanju mogu postojati sljedeći odnosi: potpuna međusobna topljivost, djelomična i potpuna netopljivost. Potpuna međusobna topljivost svih sastojaka očituje se u zajedničkoj kristalnoj rešetki pri čemu nastaju jedinstveni kristali mješanci. Jedan od najčešćih načina proizvodnje legure je taljenjem metala u elektrolučnoj peći (slika 9-1).

Čisti metali, od kojih se proizvodi legura, mogu biti u različitim oblicima (slika 9-2), a odabir ovisi ponajprije o razlici temperatura taljenja komponenata. Den-



**Slika 9-1.** Legura titana.

---



**Slika 9-2.** Metali u različitim oblicima (komad, kuglice, peleti, šipka, žica, pločica, folija, strugotina, prah).

---



talne legure moraju biti biokompatibilne s oralnim tkivima. Ne smiju izazivati imunoreakcije, moraju biti netoksične i nekancerogene. Također, moraju biti otporne na koroziju, lako se obrađivati te imati optimalna mehaničko-kemijska svojstva. Sve učestalije alergijske reakcije pacijenata, ali i osoblja koje rukuje legurama (terapeut, dentalni tehničar), posebice na nikal, suzuju odabir vrste legure kao gradivnog materijala. Manji je broj legura koje svojim, ponajprije mehaničkim svojstvima, zadovoljavaju kliničke uvjete kod primjene kombiniranih protetičkih radova. Kobalt-kromove legure su izbor upravo u tim indikacijama. Stoga Co-Cr legure, uz titan, imaju danas najšire indikacijsko područje i primjenu u dentalnoj protetici.

## Mehanička svojstva dentalnih legura

Mehanička svojstva legura zauzimaju posebno mjesto među fizikalnim, tehnološkim, kemijskim i biološkim svojstvima. Na temelju mehaničkih svojstava objektivno se ocjenjuju kvaliteta legure nakon laboratorijske prerade i obrade i prije kliničke primjene. Sva svojstva pa tako i mehanička, posljedica su sastava i mikrostrukture materijala odljeva i odlučujuća su za tehničku i funkcijsku trajnost dentalne terapije. Sitnozrnata struktura, a time i veliki broj granica kristala pridonose tvrdoći, čvrstoći i kovnosti legure. Istodobno u sitnozrnatoj strukturi manja su područja nehomogenosti i česta je odsutnost nepravilnosti u obliku praznina, uključinskih atoma ili dislokacija, što odljev čini otpornijim na koroziju. Na različite se načine utječe na veličinu kristala, i to sastavom legure (što manja razlika u točkama taljenja pojedine sastojine), vibriranjem taline tijekom kristalizacije, naglim hlađenjem taline, uporabom točno odgovarajućih materijala za ulaganje te prisutnošću određenih atoma visokotaljivih metala, koji djeluju kao nukleacijski centri (ruterij, indij, silicij, kobalt, platina).

Bitna mehanička svojstva jesu tvrdoća, čvrstoća, elastičnost i istezljivost. U praksi još uvijek ne postoji idealan gradivni materijal pa se često traži kompromis; materijali moraju biti optimalno čvrsti i žilavi kako bi mogli podnijeti žvačno opterećenje bez pojave pukotina i loma. Moraju biti i dovoljno kruti da pod žvačnim opterećenjem zadrže svoj oblik.

Potrebno je definirati pojmove opterećenja i naprezanja. Opterećenje je djelovanje vanjske sile na neko tijelo ili uzorak, koje istodobno u tom tijelu izaziva unutarnju silu, jednaku u iznosu, ali suprotnog smjera. Odnos djelujuće sile i početnog presjeka naziva se naprežanjem. Jedinica za naprežanje je  $N/mm^2$  ili MPa. Vrijednost

čvrstoće tijela ovisi o vrsti sile i vremenu njezina djelovanja. Otpor djelovanju sile može biti različit. Stoga treba razlikovati statičku čvrstoću (otpornost djelovanju statičke sile), dinamičku čvrstoću (otpornost promjenjivom djelovanju sile), trajnu čvrstoću (otpornost periodičkom ponavljanju sile). Prema načinu djelovanja naprezanja čvrstoća može biti vlačna, tlačna, savojna, torzijska. Općenito, legure s vlačnom čvrstoćom većom od 300 MPa zadovoljavaju funkcionalne uvjete u ustima. Za sigurniju ocjenu stabilnosti legure, a time i izbora optimalne s obzirom na indikaciju, važna su elastična i plastična svojstva legure. Materijal se može vratiti na početnu dužinu nakon prestanka djelovanja sile ili može ostati trajno deformiran. Elastična deformacija posljedica je djelovanja sile koja atome pomakne iz njihova položaja, ali pritom ne dolazi do prekida međuatomskih veza, pa se atomi nakon prestanka djelovanja sile više-manje vrte na svoja mjesta. Ovaj odnos naprezanja i istezanja je proporcionalan ili linijski i prikazan Hookeovim pravcem. Djeluje li sila dalje, nastaje pomak atomskih ravnina, prekid međuatomskih veza i izobličenje materijala je nepovratno. Treća je mogućnost djelomičan oporavak materijala, ali on ovisi o vremenu. Modul elastičnosti je jedna od elastičnih konstanti materijala i označuje omjer naprezanja i istezanja. Definira krutost materijala a ne njegovu elastičnost. Dakle, što je veća vrijednost modula elastičnosti, to je materijal krući, a ako je vrijednost manja, materijal je elastičniji. Elastične konstante, odnosno moduli ovise o energiji vezanja atoma i njihovom razmaku. Legure za mosne konstrukcije moraju imati niži modul elastičnosti nego li one za kvačice na djelomičnoj protezi. Osim spomenutih svojstava, dobro je spomenuti i tehničku obradivost i prikladnost za kliničku primjenu. Kod tehničke obradivosti neplemenite legure moraju ispunjavati sljedeće zahtjeve: postizanje niskoviskozne taline jednostavnom tehnikom lijevanja, taljivost s pomoću plamena, otpornim grijanjem i indukcijom, široku toleranciju obrade s minimalnim rizikom, ekonomičnost obradbe te obradivost standardiziranom tehnikom rada. Kad se kaže prikladnost za kliničku primjenu misli se na kliničku indikaciju koja određuje tvrdoću, elastičnost i istezljivost legure, estetski prihvatljivu boju legure, bez štetnosti utjecaja na zdravlje pri obradi, postojanost na koroziju i biokompatibilnost.

## Kemijska svojstva dentalnih legura

Velika ponuda različitih dentalnih legura na tržištu dovela je do nekontrolirane i neprovjerene primjene legura u fiksnoj protetici, što može imati za posljedicu polimetalizam u ustima pacijenta. Protetičke legure otpuštaju ione, metalne katione, koji mogu izazvati niskonaponske električne struje s osjetom peckanja ili metalnog okusa. Ozbiljniji problem je alergijsko ili citotoksično djelovanje koje može biti lokalno ili na udaljene organe. Protetičke legure povećavaju mogućnost prijanjanja oralnih bakterija zbog svoje hrapave površine i površinske napetosti u odnosu na caklinu zuba. Sve to uzrokuje promjene elektropotencijala i promjenu energije čak i bakteriostatski na pojedine vrste mikroorganizama.

**Korozija** je oštećenje materijala. Dva su temeljna oblika korozije, kemijska i elektrokemijska korozija, ovisno o sredini u kojoj se zbivaju, u vodi, u plinovima, u zraku, u tlu itd. Kemijska korozija zbiva se u suhom aktivnom mediju, na zraku, gdje metali spontano reagiraju s plinovima (najčešće s kisikom, sumporom i klorom) stvarajući površinske okside, sulfide i kloride. Te promjene nastaju pri toplinskoj obradi legura, lijevanju, lemljenju, zavarivanju i napečenju keramike na legure. Bakar i krom reagiraju s kisikom pri sobnoj temperaturi. Oksidacija nekog metala može biti ograničena samo na njegovu površinu, ali može prodirati i u nutrinu metalnog objekta. Površinski oksidni sloj štiti metal od daljnjega kemijskog djelovanja. Površinski zaštitni sloj nastaje ako metalni oksid ima gotovo jednak volumen kao metal kao što je slučaj kod Co, Cr i Ni.

Elektrokemijska korozija nastaje u vlažnoj sredini usne šupljine, zbog razlike u elektropotencijalu materijala, a zahvaljujući slini kao elektrolitu. Slina je medij jakoga korozijskog djelovanja. Korozivnost sline raste smanjenjem pH sline i povećanjem koncentracije klorida. Korozijske promjene, tj. elektroliza započinju u prisutnosti dvaju metala različitih električnih potencijala kretanjem iona s mjesta manje plemenitosti ka većoj. Kao elektrolit djeluju i meko i koštano tkivo (npr. kod implantata). Korozija dentalnih legura u biološkom mediju povezana je s biokompatibilnošću legura, njezinom inertnošću prema oralnim tkivima i tekućinama. Unatoč poznatom sastavu nepredvidiva je elucija vrste i količine iona iz legura. Oslobođeni ioni metala i spojevi koji nastaju korozivnim promjenama mogu, ali i ne moraju izazvati lokalne iritacije ili sustavne reakcije, alergijsku senzibilizaciju ili toksičan, odnosno kancerogen učinak. Kritična energija pri kojoj dolazi do otpuštanja iona metala u elektrolit ovisi o vrsti aniona i njihovoj koncentraciji u elektrolitu i o broju elektrona u zajedničkom „oblaku“ na površini legure. Ukupna

reakcija između elektrona i iona u leguri čini lokalni termodinamički ekvilibrij koji je potrebno prijeći da nastane reakcija otpuštanja iona metala u elektrolit. U većini sustava dentalna legura – elektrolit, korozija se zaustavlja na samoj površini stvaranjem površinskog oksidnog sloja koji je dobra zaštita od daljne korozije kao što je slučaj s kobalt-kromovim legurama i titanom. Proteze Co-Cr sastava u ustima, na početku otpuštaju gotovo dvostruko veću količinu iona kroma u odnosu na kobalt. S vremenom ta se elucija smanjuje što upućuje na činjenicu da površina legure s vremenom pasivizira čime se umanjuje i stupanj korozije. U usnoj šupljini stvaraju se dva različita zaštitna sloja: oksidni sloj i sulfidni sloj kao zaštitni film na površini legure. Sulfidni film nastaje kao reakcija legure i sumpora iz hrane i pića, a izaziva diskoloraciju legure (npr. srebro-paladijeve legure) i usporuje njezinu daljnju korozivnu aktivnost. Unatoč stvaranju oksidnog sloja ili sulfida, korozija u ustima može se nastaviti.

**Tribokorozivna svojstva dentalnih legura:** protetički radovi izloženi su jakim žvačnim silama i brže korodiraju od onih kod kojih sile trenja nisu toliko izražene. Ta se pojava objašnjava uklanjanjem pasiviziranog oksidnog sloja s površine legure prilikom žvakanja hrane ili čak četkanja zuba. Uklanjanjem novog sloja, površina nadomjestka se sve više troši tako da korozija može zahvatiti i dublje slojeve legure. Temeljni kriterij za otpornost materijala na tribokoroziju trebala bi biti kemijska inertnost materijala u određenom mediju. Pasivizacija podrazumijeva da barijera koja sprječava oksidaciju ne smije biti deblja od mikrometra. Deblji slojevi nazivaju se hrđa. Uvjeti za pasivizaciju specifični su za pojedini materijal. Na pasivizaciju utječe pH elektrolita (sline), npr. visoki pH sprječava pasivizaciju aluminijske, a niski pH i prisutnost iona klora sprječavaju pasivizaciju nehrđajućeg željeza, dok visoka temperatura sprječava pasivizaciju titana, a ioni klorida pasivizaciju silikona. Vrlo plemenite legure mogu korodirati u slučaju nehomogenosti, poroznosti i nedovoljno polirane površine. Rezultat korozije ponekad je i koristan jer nastali oksidi mogu biti barijera dodiru dvaju različitih metala. Drugim riječima, tribokorozija je u nekim slučajevima „očekivan“ mehanizam trošenja. Cjelovitost tribosustava ovisi o otpornosti na elastičnu i plastičnu deformaciju, te o otpornosti na lom. Trajnost materijala ovisi o otpornosti na koroziju te o otpornosti na trošenje.

## Plemenite dentalne legure

Plemenite se legure u dentalnoj medicini najdulje rabe. Trokomponentna legura Au-Ag-Cu najstarija je korištena legura. Bakar je dodan zlatu da bi mu povećao čvrstoću, a srebro obradivost. Ta legura s 18-karatnim zlatom (75 mas. %) vrlo je otporna na koroziju.

Klasična legura zlata s 3 komponente: zlato, srebro i bakar sadržava minimalno 75 % zlata. Najčešće su u uporabi visokoplemenite legure za metal-keramiku. Kod metal-keramičkih sustava izrazito je važno da TKE legure bude viši od TKE keramike kako ne bi došlo do većeg širenja legure tijekom hlađenja keramike. Takva bi napetost mogla dovesti do odvajanja keramike od legure. Legure s visokim sadržajem zlata su biološki kompatibilne, visoke su elektrokemijske postojanosti i strukturne trajnosti (tablica 9-1).

**Tablica 9-1.** Toplinska obrada zlatnih legura

PRECIPITACIJA	HOMOGENIZACIJA
zagrijavanje na 450 °C 2 minute sporo hlađenje do 250 °C više od pola sata	zagrijavanje do 700 °C naglo hlađenje u vodi sobne temperature
vodeno gašenje do sobne temperature ili zagrijavanje na 350 °C 10 – 15 minuta naglo hlađenje u vodi sobne temperature	

Zlatne legure imaju velike prednosti, ali su ekonomski ograničavajuće. Zlatne legure se dijele s obzirom na tvrdoću na četiri tipa. Prednost danas ima tip IV (izrazito tvrda) zbog optimalnih svojstava za laboratorijsku obradu i za kliničku primjenu (tablica 9-2). Indicirane su za izradu galvarizirane krunice i za izradu fiksnoprotetičkih radova kod alergija na neplemenite sastojke. Srebro-paladij legure zbog loših mehaničkih svojstava i ograničene kombinacije s estetskim materijalima pomalo pripadaju prošlosti. Plemenite legure i dalje su optimalan materijal u izradi fiksnoprotetičkih radova zbog svoje dugotrajnosti, funkcionalnosti, biokompatibilnosti i estetike.

**Tablica 9-2.** Sastav i srednje vrijednosti mehaničkih svojstava plemenitih legura

	TIP I	TIP II	TIP III	TIP IV
Au (%)	81 – 83	76 – 78	73 – 77	71 – 74
Pt (%)	–	–	–	0 – 1
Pd (%)	0,2 – 4,5	1 – 3	2 – 4	2 – 5
savojna čvrstoća (MPa)	105	165	220	290
vlačna čvrstoća (MPa)	300	340	425	495
elongacija (%)	27	33	35	33
tvrdća prema Vickersu (VHN)	65	97	135	160

U najvažnija fizikalna, odnosno mehanička svojstva plemenitih dentalnih legura ubrajaju se:

- izvrsna biokompatibilnost
- dobra otpornost na koroziju i tamnjenje
- temperatura taljenja 1000 °C, a temperatura lijevanja viša za 75 – 150 °C od temperature pečenja keramike
- gustoća oko 15 g/cm<sup>3</sup>
- tvrdća, od meke do izrazito tvrde
- istezljivost, kao mjera duktilnosti, 20 – 39 %
- koeficijent linearnoga toplinskog širenja u području od 14 – 18 × 10<sup>-6</sup>/°C
- vlačna čvrstoća u rasponu od 103 do 572 MPa.

### Neplemenite dentalne legure

Ograničena nalazišta plemenitih metala i njihova visoka tržišna cijena bili su osnovni razlozi u traženju ekonomski adekvatne zamjene za plemenite legure. Neplemenite legure počele su se učestalije primjenjivati u SAD-u za metal-keramičke radove 1968/69. godine, dok se u Europi intenzivnije rabe posljednjih nekoliko desetljeća. Neplemenite legure u odnosu na plemenite otpornije su na više temperature, nešto se teže lijevaju, tehnološki su osjetljivije, pokazuju veliku kontrakciju stvrdnjavanjem (2,4 %), platinaste su boje, mogu se na tanje modelirati, talina im je male viskoznosti, dobro se odlijevaju i najtanji dijelovi modelacije, osiguravaju veliku krutost konstrukcije, manje su elastične, ali velike

tvrdooe i savojne ovrstoee. Previsoke vrijednosti ovrstoee u odnosu na plemenite legure raunaju im se kao nedostatak. Modul elastionosti dva puta im je veoi od istog plemenitih legura (200.000 MPa).

Korozijski su otporne, tvore male galvanske elemente, male su gustoee, što oini uštuu u velikim konstrukcijama i do 40 % utroška legure. Niske su tržišne cijene, slabo retiniraju plak.

Slabo provode elektricitet i toplinu; pet puta slabije od plemenitih legura, što uvjetuje mali ili nikakav podražaj pulpe. Ostvaruju dobru vezu s keramikom. Međutim, male razlike u njihovu sastavu uvjetuju velike razlike u veznoj ovrstooi između ta dva materijala. Neplemenite legure ne trebaju dodatne sastojke za nastanak oksida potrebnih za ostvarenje veze s keramikom. Dapaee, kod tih legura postoji opasnost od prekomjernog nastanka oksidnog sloja koji može umanjiti vrijednost veze. Mikromorfološka ispitivanja, kao i REM ispitivanja, pokazala su prisutnost veoe koliioine pora i napuklina u tim legurama, što se dovođilo u vezu s nedovoljno usklađenim TKE metala i keramike. Zbog velike tvrdooe (HV 0,1 = 270 – 490) te legure dopuštaju tanju modelaciju stijenke krunica i općenito konstrukcije (0,3 mm).

To se nije sasvim opravdalo u praksi, jer se klinioki nepoželjne napukline, odnosno lomovi objašnjavaju poddimenzioniranjem konstrukcije. Neplemenite legure mogu se ponovno taliti do etiri puta bez vidnih promjena u vrijednostima tvrdooe i ovrstoee, što govori u prilog oinjenici da dodavanjem jedne treoine nove legure u ponovno lijevanje, s toga gledišta, a što preporučuje proizvođaee, nije ni potrebno. Neplemenite legure jesu: nikal-kromove (Ni-Cr), kobalt-kromove (Co-Cr), oelici (Fe-legure), titan (Ti) i titanove legure (tablica 9-3).

**Tablica 9-3.** Indikacija neplemenitih legura u dentalnoj medicini

Ni-Cr	baza proteze, krunice i mostovi
Co-Cr	baza proteze, krunice i mostovi
Co-Cr-Ni	žice u ortodonciji
oelik	žice i bravice u ortodonciji, endodonski instrumenti
Ti i titanske legure	krunice i mostovi, baza proteze, implantati, žice u ortodonciji
Ni-Ti	žice u ortodonciji

## Nikal-kromove legure

Nikal-kromove legure (Ni-Cr) za metal-keramičke radove sadržavaju između 55 – 60 masenog % nikla, 10 – 30 mas. % kroma, dok ostali dio čine željezo, aluminij, kobalt, indij, kositar, silicij, berilij, bakar i galij. Lakše se laboratorijski obrađuju od Co-Cr legura jer imaju manju mikrotvrdoću (tablica 9-4). Korozivna otpornost povezana je s prisutnošću kroma i berilija u Ni-Cr leguri. Postoje dvije skupine legura; jedne sadržavaju više od 20 mas. % kroma, a druge manje od 15 mas. %. Međutim, koncentracija kroma manja od 15 % uzrokuje povećanu ionsku eluciju svih sastojaka, jer je udjel kroma nedovoljan za pasivizaciju unutarnje površine. Stoga koncentracije kroma veća od 20 mas. % i molibdena iznad 4 mas. % osiguravaju optimalnu otpornost prema koroziji (tablica 9-5).

**Tablica 9-4.** Kemijski sastav Co-Cr i Ni-Cr legura

SASTAV (MAS. %)	Co-Cr	Ni-Cr
Co	61 – 65	–
Cr	24 – 32	20 – 23
Mo	3 – 6	4 – 10
Be	u tragovima	do 2
Ni	0 – 30	60 – 65
C	0,2 – 0,5	0,2 – 0,5
Si	0,4 – 0,6	0,4 – 0,6

**Tablica 9-5.** Svojstva Ni-Cr legura

GUSTOĆA (g/cm <sup>3</sup> )	8
INTERVAL TALJENJA (C)	1250 – 1450
ISTEZLJIVOST (%)	25
VLAČNA ČVRSTOĆA (MPa)	600
ELONGACIJA (%)	2,5
HV 10	180 – 350
MODUL ELASTIČNOSTI (GPa)	185
GRANICA RAZVLAČENJA (MPa)	500



Legure na bazi nikla predmet su brojnih rasprava s obzirom na opravdane sumnje da nikal djeluje senzibilizirajuće na organizam. Međutim, u svakodnevnom životu ljudi su okruženi legurama koje sadržavaju nikal, kao naprimjer razni čelici, kovanice i *piercing*. Nikal je jedan od esencijalnih elemenata u ljudskom tijelu (prosječno 10 mg). Ima ga u hrani, u krvi, urinu, SŽS-u, plućima, bubrezima. Preporučljivo je dnevno unijeti u organizam 100 µg nikla. Uobičajeno je da se, poglavito hranom, dnevno konzumira oko 160 – 900 µg. S druge strane organizam ga ne apsorbira i najviše se uklanja iz organizma bubrezima. Do danas nije dokazana povezanost između kancerogenosti i nošenja Ni-konstrukcija u ljudi.

Međutim, svaki terapeut trebao bi u anamnezi upitati pacijenta o njegovoj osjetljivosti na metale i znati prepoznati simptome reakcije na taj metal. Tkivna reakcija na metal vjerojatno se odnosi na brojne vrste iona, oslobođenih u tkivima. O prvom nikal-dermatitisu pisano je već 1889. godine kao specifičnoj kožnoj bolesti karakteriziranoj osjetljivošću na nikal, koja je oko deset puta češća u žena nego u muškaraca. Međutim, ne mora se uvijek pojaviti osjetljivost na protetičke radove od niklove legure. Ako dođe do alergijske reakcije, obično se pojavljuje nakon 48 sati. Dokazano je da se alergijske reakcije na protetičke metalne radove češće pojavljuju u osjetljivijih osoba ili onih s oslabljenim imunitetom. Te legure imaju veliku tvrdoću i čvrstoću. Zbog velikog intervala taljenja, ali nižeg od onog Co-Cr legure prikladno ih je taliti u visokofrekventnim pećima. Relativno su postojane u ustima.

### Kobalt-kromove legure

Kobalt-kromove (Co-Cr) legure za dentalnu medicinu nastale su modifikacijom sastava čelika koji su rabljeni u industriji, a sporadično i za protetičke radove. Prvu leguru patentirao je 1907. godine Haines, a Erdl i Prang 1929. godine mijenjaju sastav, primarno smanjujući udio željeza. Austenal laboratorij iz New Yorka predstavio je 1930. godine prvu Co-Cr leguru pod patentiranim nazivom *Vitallium*. Nakon tog vremena, na tržištu se pojavljuje sve veći broj legura sličnog sastava, a različitih svojstava i tvorničkog imena: *Ticonium*, *Durallium*, *Wisil*, *Wironit*. Kobalt-kromove legure primjenjuju se u dentalnoj protetici za izradu lijevanih baza i ostalih dijelova djelomičnih skeletiranih proteza, te za sve fiksne protetičke radove s određenim razlikama u sastavu a time i u svojstvima. U pravilu sadržavaju 32 – 66 mas. % kobalta, 25 – 30 mas. % kroma, 0 – 35 mas. % nikla, više od 4 mas. % molibdena, a u tragovima elemente kao što su volfram, silicij, berilij, aluminij, rutenij, galij, željezo i ugljik, pri čemu udio kobalta, kroma i molibdena ne smije biti manji od 85 mas. %. Temperatura taljenja kobalta je oko 1500 °C, a gustoća oko 8 g/cm<sup>3</sup>. Taj element omogućuje primarnu

fazu kristalizacije, povećava tvrdoću, čvrstoću, otpornost na koroziju te osigurava dobru lijevljivost legure. Međutim, u novije vrijeme na tržištu se pojavljuju i legure koje sadržavaju značajno niže količine tog elementa. Krom čini leguru otpornom na korozijske promjene i tamnjenje, zahvaljujući oksidno inertnoj površini odljeva. Na površini legure, zbog brze oksidacije kroma, nastaje tanki površinski sloj kromova oksida koji ima pasivizirajući učinak. Što je veći sadržaj kroma u leguri, otpornost na koroziju bit će veća. Optimalni udio je do 30 mas. % kroma. Veće količine kroma u leguri otežavaju lijevanje, a legura postaje krhkija. Krom se smatra najzaslužnijim za stvaranje veznih oksida s keramikom. Temperatura taljenja kroma iznosi 1910 °C, a gustoća 7,2 g/cm<sup>3</sup>. Molibden kao dodatak kobalt-kromovim legurama smanjuje veličinu kristala, a time poboljšava mehanička svojstva, te pridonosi otpornosti na koroziju. Molibden se dodaje Co-Cr legurama u količinama do 7 mas. %.

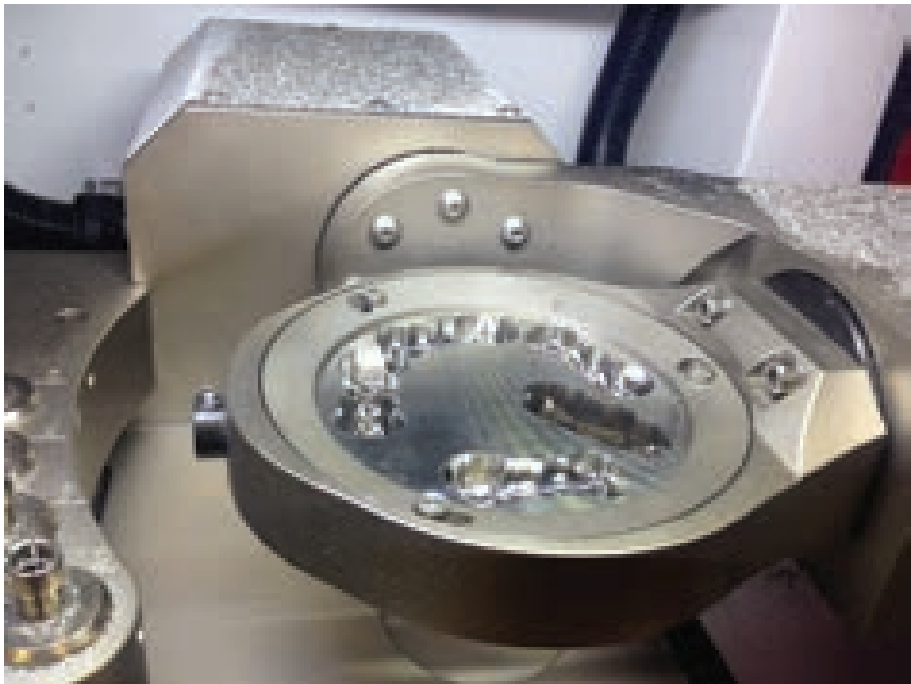
Zamjenski volfram povećava gustoću. Sadržaj ugljika smatra se najkritičnijim. Budući da ugljik utječe na mikrotvrdoću, čvrstoću i istezljivost legure, njegova je točna koncentracija jedan od najvažnijih čimbenika u kontroli svojstava legure. U legurama za mobilne radove udio ugljika je od 0,1 do 0,5 mas. %, dok se u većini legura za fiksne radove taj element i ne nalazi kako bi se spriječio nastanak karbida. Naime, ugljik se veže s kromom i stvara kromov karbid, koji se kao strana uključevina ulaže u heksagonsku rešetku legure što rezultira povećanjem mikrotvrdoće i čvrstoće, ali i povećavanjem unutrašnjih naprezanja, tj. napetosti. Povećanje postotka ugljika čak i za 0,2 mas. % više od navedenih vrijednosti učinit će leguru izrazito krhkom. Nasuprot tome, smanjenje udijela tog elementa u leguri negativno će utjecati na čvrstoću. Ostali sastojci legure, iako su u manjinskom udjelu, znatno utječu na mehanička i fizikalna svojstva legure. Njihova prisutnost osigurava bolju lijevljivost, obradu odljeva i bolja mehanička svojstva. Prisutnost silicija u legurama osigurava precizan odljev te povećava istezljivost. Sadržaj silicija u leguri je oko 0,5 mas. %. Silicij djeluje i dezoksidirajuće, a slično se ponašaju aluminij, berilij, mangan i magnezij. Te elemente karakterizira lako vezanje s kisikom te tvorba oksida, koji na površini stvaraju zaštitni oksidni sloj. Na taj način legura se pasivizira, odnosno zaštićuje od učinka usne šupljine kao biološkog medija te postaje inertna. Za postizanje kvalitetnog odljeva i sprječavanje neželjenih posljedica svaka komponenta legure mora biti točno dozirana. Nedostatkom nekih od navedenih sastojaka kobalt-kromove legure gube elektrokemijsku postojanost. Kobalt-kromovu leguru karakterizira niska ili visoka granica tečenja  $R_{p_{0,2\%}}$  od 370 – 650 MPa, smanjena istezljivost (3 – 15 %) i vlačna čvrstoća (550 – 800 MPa), zbog čega može podnijeti velika opterećenja bez trajnih deformacija. Poput većine neplemenitih legura kobalt-kromova legura je tvrda (320 – 380 HVO,1) i teško se mehanički polira. Moguće je i elektropoliranje. Vezna čvrstoća između kobalt-kromovih legura i keramike iznosi 1000 MPa, čime odgovara ADA specifikaciji.

Interval taljenja kobalt-kromove legure iznosi 1300 – 1500 °C i viši je u odnosu na zlatne legure, gustoća je 8,2 – 8,4 g/cm<sup>3</sup> (tablica 9-6). Ulažu se u fosfatne uložne materijale. Lijevaju se tlačno-vakuumski, ponekad centrifugalno u normalnoj atmosferi.

Danas ih je moguće obrađivati CAD/CAM sustavom (slika 9-3) i laserski sinteirirati.

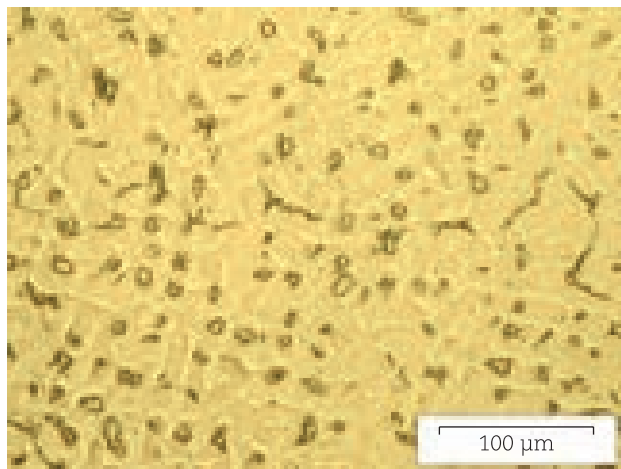
**Tablica 9-6.** Svojstva Co-Cr legura

GUSTOĆA (g/cm <sup>3</sup> )	8
INTERVAL TALJENJA (C)	1250 – 1500
ISTEZLJIVOST (%)	5 – 14
VLAČNA ČVRSTOĆA (MPa)	850
ELONGACIJA (%)	1,5
HV 10	310 – 400
MODUL ELASTIČNOSTI (GPa)	220
GRANICA RAZVLAČENJA (MPa)	700



**Slika 9-3.** Obrada neplemenite legure CAD/CAM sustavom.

Sve te legure uglavnom kristaliziraju dendritično i imaju višefaznu strukturu. Unutar zrna vidljivi su fini dendriti. Dendritična mikrostruktura posljedica je termodinamičkih uvjeta nastanka klica ili centara kristalizacije tijekom hlađenja taline te samih uvjeta hlađenja. Mehanička, fizička i elektrokemijska svojstva rezultat su upravo takve mikrostrukture (slika 9-4).



**Slika 9-4.** Mikrostruktura odljevka Co-Cr legure.

## Titan i titanove legure

Posljednjih pedeset godina u dentalnoj protetici i implantologiji, veliku ulogu imaju upravo titan i njegove legure. Često se spominju i kao „metali budućnosti“. U prilog tome govori i velik broj novih legura titana. Prvi je mineral titana otkrio svećenik William Gregor 1791. na jugozapadu Engleske. Prema njemu se prvotno mineral zvao gregorit. Neovisno o tom otkriću, četiri godine kasnije, znameniti njemački znanstvenik Martin Heinrich Klaproth, otkrio je isti element i dao mu ime titan, koje se rabi i danas. Godine 1910. djelatnik u tvrtki *General Electric*, SAD, dobio je čisti titan (99,8 %) te se u drugoj polovini dvadesetog stoljeća počinje primjenjivati. Kemijski je postojan, male mase, velike čvrstoće, lake obradivosti i zadržavanja svojstava pri visokim temperaturama. Prvo se počeo primjenjivati u ortopediji, dentalnoj implantologiji i ortodontici nakon čega su se počele tražiti indikacije za uporabu i u dentalnoj protetici. Odličan je izbor kada je pacijent alergičan na nikal. Titan je od 1960-ih zahvaljujući svojim svojstvima, kao što su mala gustoća ( $4,51 \text{ g/cm}^3$ ), niski modul elastičnosti (110 GPa) te kompatibilnost s tkivima usne šupljine, a koja su pogodna za mnoge biomehaničke primjene uključujući dentalnu medicinu, vrlo popularan biomaterijal te je postao sastavni dio dentalne terapije.

Visoka cijena plemenitih metala i potencijalna štetnost za zdravlje nekih metala dovele su do masovne uporabe komercijalno čistog titana (CP Ti) i njegovih legura za izradu dentalnih implantata i krunica. Osnovna prednost implantata na bazi titana je njegova oseointegracija s kosti čeljusti. Zbog male gustoće primjenjuje se za izradu čvrstih i laganih zubnih proteza. Na sobnoj temperaturi je postojan kao duktilni metal, ali male čvrstoće, dok zagrijavanjem na temperaturu viša od 883 °C prelazi u tvrdi, krhki oblik. Postoje 4 tipa CP titana za dentalnu primjenu, sve sadržavaju male količine željeza, dušika i kisika. Kako se njihov udio povećava od tipa 1 prema 4, tako raste i čvrstoća. Da bi mu se poboljšala, poglavito mehanička svojstva, titan se legira s različitim elementima. Najviše se primjenjuje legura Ti-6Al-4V, koja sadržava 90 % Ti, 6 % Al i 4 % V. Međutim, zbog dokazane štetnosti aluminijske i vanadijske legure za zdravlje, titan se legira s drugim elementima, poput Nb, Ta, Zr, Mo ili Sn, te se dobivaju nove legure koje imaju niži modul elastičnosti, višu dinamičku izdržljivost i bolju biokompatibilnost i estetski su prihvatljivije. Također se legiranjem snižuje temperatura taljenja. Titan je srebrnasto-bijeli, porozan metal, vrlo rasprostranjen u prirodi, ali u malim koncentracijama. Osobito je raširen u rudama koje sadržavaju željezo, posebice u tzv. titanskom željezu, ilmenitu, tehnički najvažnijem mineralu titana. Izrazita reaktivnost omogućuje titanu i njegovim legurama brzo razvijanje sloja titanovog oksida koji oblikuje vezu na mjestu dodira biološkog medija i metalne strukture te time sprječava daljnju površinsku oksidaciju. Takva pasivizacija površine pridonosi izuzetnoj biokompatibilnosti i bioinertnosti u vrlo aktivnom i korozivnom mediju ljudskog organizma. Upravo debljina oksidnog sloja, a ne sastav odljeva, štiti stanice okolnog tkiva od toksičnih sastojaka. Međutim, pasivni sloj ne sprječava korozivni proces, već ga samo usporuje. Prema tome, nestabilan je u sredinama koje otapaju oksidacijski sloj. Preduvjet funkcioniranja zaštitnog sloja jest pravilno obrađena površina titana. Neobrađena površina uzrokuje otpuštanje i do deset puta više iona titana nego obrađena. Važno svojstvo titana jest njegova polimorfnost. Pojavljuje se u dvije alotropske modifikacije. Pri niskoj temperaturi ima heksagonsku kristalnu rešetku koja se označuje kao  $\alpha$ -faza. Na temperaturi od oko 882,5 °C ta se rešetka pretvara u kubnu, prostorno centriranu rešetku ( $\beta$ -faza), koja ostaje stabilna do temperature taljenja od 1670 °C. Čvrstoća titana može se povećavati dodavanjem legiranih elemenata, a ovisno o njihovom učinku dijeli se na one koji stabiliziraju  $\alpha$ -fazu (Al, Ga, B, O, N, C) i one koji stabiliziraju  $\beta$ -fazu (Nb, V, Mo, Cr, Co, Fe, Si, Ni, Cu). Visoka mehanička čvrstoća uz malu gustoću, dobra kovnost, nizak TKE te otpornost na deformacije pozitivna su svojstva titana. Gustoća titana upola je manja od gustoće kobalt-krom legure. Elastičnost je slična vrijednostima elastičnosti plemenitih legura, ali nedovoljno bliska elastičnosti ljudske kosti što

ograničava primjenu titana u izradi baza proteza. Mala toplinska vodljivost od 22 W/mK njegova je prednost zbog manjeg toplinskog nadražaja zuba nosača. Titan je rendgenski transparentan, što omogućuje kontrolu izbrušenih zuba. Komercijalno čisti titan dostupan je u četiri tipa ili klase (I–IV), ovisno o udjelu O, N, Fe i C tijekom procesa pročišćivanja. Tip II najčešće se primjenjuje u izradi krunica, tip III i IV za implantološke sustave, a tip IV za protezne baze (tablica 9-7).

**Tablica 9-7.** Svojstva titana

GUSTOĆA (g/cm <sup>3</sup> )	4,4 – 4,5
INTERVAL TALJENJA (°C)	1760 – 1860
ATOMSKA MASA	47,9
VLAČNA ČVRSTOĆA (MPa)	240 – 900
ELONGACIJA (%)	10 – 20
HV 10	125 – 350
MODUL ELASTIČNOSTI (GPa)	103 – 114
ATOMSKI BROJ	22

Iako legure općenito imaju bolja mehanička svojstva od pojedinačnih sastojaka, **titanske legure** pokazuju uvelike manju kemijsku postojanost naspram čistog titana. Stoga se titanskim legurama dodaju elementi poput Pt, Pd, Au i Ag. Karakteristika titanskih legura reverzibilna je transformacija kristalne strukture iz  $\alpha$ -faze u  $\beta$ -fazu, kada se prekorače određene temperaturne granice. Alotropna modifikacija koja ovisi o sadržaju i tipu legiranih elemenata, omogućuje kompleksne varijacije u mikrostrukturi i raznolike mogućnosti ojačavanja. Najvažniji stabilizator legura  $\alpha$ -tipa je Al koji je ujedno i najčešći legirni element titana. Osim Al te legure sadržavaju Sn, Zr i Si. Cr, Mangan i željezo čine leguru krhkom, dok su kisik i dušik obično prisutni kao nečistoće. Glavna svojstva  $\alpha$ -legura jesu žilavost, čvrstoća i stabilnost pri višim temperaturama kao i otpornost na koroziju. U biomedicinskoj je primjeni najpoznatija Ti-6Al-4V legura koja sadržava 90 % Ti, 6 % Al i 4 % V. Aluminij stabilizira leguru, a vanadij pridonosi tvrdoći i čvrstoći. Zahvaljujući dobroj obradivosti i mehaničkim svojstvima na sobnoj temperaturi, ove su se legure rabile za ortopedske i dentalne implantate, ali i za izradu suprastruktura u dentalnoj protetici. Međutim, zbog štetnosti aluminija i vanadija za zdravlje, titan se legira s drugim elementima, poput Nb, Ta, Zr, Mo ili Sn, te se dobivaju

nove legure koje imaju niži modul elastičnosti, višu dinamičku izdržljivost, nižu temperaturu taljenja, bolju biokompatibilnost te su estetski prihvatljivije.

Napredak u računalnoj tehnologiji omogućuje primjenu industrijski prerađenih i kontroliranih materijala, jeftiniju i precizniju proizvodnju građivnih materijala i dentalnih nadomjestaka, povećanje kvalitete rada i učinkovitosti. Posljednjih godina dentalni se proizvodi, posebice titan i legure titana, te kobalt-krom legure, sve češće proizvode, odnosno obrađuju, uz pomoć CAD/CAM tehnologije.

## LITERATURA

1. American Dental Association. Titanium applications in dentistry. *JADA*. 2003;134:347-9.
2. Bauer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204:505-11.
3. Carek A, Živko-Babić J, Schauperl Z, Jakovac M. Macroscopic analysis of Co-Cr base alloys joints. *Acta Stomatol Croat*. 2007;41:216-24.
4. Carek A, Živko-Babić J, Schauperl Z, Badel T. Mechanical properties of Co-Cr alloys for metal base framework. *Internat J Prosthodon Rest Dent*. 2011;1:13-9.
5. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental materials: Properties and manipulation*. St. Louis: Mosby; 2000.
6. Franz M. *Mehanička svojstva materijala*. Fakultet strojarstva i brodogradnje. Sveučilišta u Zagrebu. Zagreb 1998.
7. Garhammer P, Hiller KA, Reitinger T, Schalz G. Metal content of saliva in patient with and without metal restorations. *Clin. Oral Investig*. 2004;8:238-42.
8. Jelinić Carek A, Živko Babić J, Jakovac M, Badel T, Crnojević H, Bago I. Ion elution of laser-welded Co-Cr denture base metal alloys. *J Dent Research*. 2014; 93:289.
9. Jerolimov V. i sur. *Osnove stomatoloških materijala*. Stomatološki fakultet, Zagreb, 2005.
10. Jones D. *Principles and Prevention of Corrosion*. 2. izd. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall;1996.
11. Landolt D, Mischler S. *Tribocorrosion of Passive Metals and Coating*. Lausanne: Woodhead Pu.; 2011.
12. Matković T, Slokar LJ, Matković P. Composition dependence of the structure and properties of as-cast Ti-Cr-Co alloys for biomedical applications. *Kov Mater*. 2013;51:229-34.
13. Özcan M, Hämmerle C. Review: Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls. *Mater*. 2012;5:1528-45.

14. Schmalz G, Garhammer P. Biological interaction of dental alloys with oral tissues. *Dent Mater.* 2002;18:396-406.
15. Slokar LJ, Matković T, Matković P. Alloy Design and Property Evaluation of new Ti-Cr-Nb Alloys. *Mater Design.* 2012;33:26-30.
16. Slokar LJ, Živko-Babić J, Matković P. Evaluation of mechanical properties of titanium-based alloys for use in dentistry. *Internat Conf Proc METAL.* 2014. Technical University of Ostrava, Brno, Republika Češka, 2014, 85-6.
17. Slokar LJ, Šipuš M, Matković T, Matković P. Microstructure and hardness of Ti-Cr-Co biomedical alloys for compressive test. *Internat Conf Proc MATRIB 2014.* Hrvatsko društvo za materijale i tribologiju, Vela Luka, 2014;509-18.
18. Stamenković D. Titan i legure titana – metali budućnosti u stomatologiji. *Stomatološki materijali, knjiga 2.* Beograd: Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu 2012.
19. Von Fraunhofer AJ. *Dental Materials at a Glance.* 2. izd. New Jersey: Wiley Blackwell; 2013.
20. Wiliam J. O Brien. *Dental Materials and their selection.* 4. izd. Berlin: Quintessence publishing Co,Inc. 2008.
21. Živko-Babić J, Jerolimov V. *Metali u stomatološkoj protetici.* Zagreb: Školska knjiga; 2005.



# 10. POGLAVLJE

---

## Dentalna keramika

Ketij Mehulić

*Dentalne keramike su anorganski materijali sastavljeni od metalnih i nemetalnih elemenata povezanih ionskom i/ili kovalentnom vezom. Zbog dobrih mehaničkih i optičkih svojstava glavni su građivni materijal u fiksnoj protetici. Konvencionalna zubna keramika je u osnovi keramizirano staklo na osnovi kvarca i mreže kalijeve i/ili natrijeve glinice. Moderne keramike su strukturirane polikristalinične građe. Keramike se u dentalnoj medicini rabe za izradu krunica, inlaya, onlaya, ljuski, tročlanih i višečlanih mostova, intraradikalarnih kolčića i implantata. Mogu se podijeliti prema različitim kriterijima; namjeni, indikacijama, sastavu, tehnikama izrade nadomjestka, mikrostrukтури, svojstvima i temperaturi pečenja. Priprava keramika se odvija kroz nekoliko faza; oblikovanje, sušenje, sinteriranje i glaziranje. Vrsta keramičkoga materijala diktira način proizvodnje nadomjestka, tako se razlikuju ručna kondenzacija, toplo-tlačni postupci, infiltracija i strojna izrada.*

Prema definiciji iz Tehničke enciklopedije keramika je skupni naziv za sinterirane nemetalne proizvode dobivene miješanjem osnovnih sirovina (glina, kaolina) s vodom, oblikovanjem na sobnoj i pečenjem na visokoj temperaturi (za neke proizvode i pocakljivanjem). Najvažnije vrste klasične keramike su: lončarija, majolika, fajansa, drenažne cijevi, opekarska roba, terakota, porculan, i dr. Novi keramički materijali su sinterirani oksidi (npr. korund) i karbidi (npr. volframa i molibdena), otporni prema koroziji i habanju.

Keramika se nekad definirala kao zemljani materijal silikatne prirode, danas se opisuje kao anorganski najčešće kristalinični materijal, sastavljen od metalnih i nemetalnih elemenata  $Al_2O_3$ ,  $CaO$  i  $Si_3N_4$ . Keramika primijenjena u dentalnoj medicini sastavljena je primarno od spoja, najčešće kisika s jednim ili više metalnih ili semimetalnih elemenata kao što su aluminij, kalcij, litij, magnezij, fosfor, kalij, silicij, natrij, cirkonij i titan. Zbog svojih svojstava (mogućnost postizanja izvrsne estetike, osiguranja čvrstoće i trajnosti nadomjestka, inertnosti i kemijske postojanosti) postala je materijalom izbora u suvremenoj dentalnoj protetici.

Većina povjesničara se slaže da riječ keramika potječe od grčke riječi *keramos*. Zapravo se radi o više tisuća starom zanatu oblikovanja i pečenja predmeta uporabne i ukrasne namjene. Zanatstvo kroz vrijeme prerasta u umjetnost. Postupcima oblikovanja i bojenja krunice umjetan se proizvod približio izvanrednom izgledu prirodnoga zuba.

## POVIJESNI PRIKAZ RAZVOJA I PRIMJENE KERAMIKE

Povijest čovječanstva od ranih se civilizacija često temelji na nalazima keramičkih proizvoda. Izrada proizvoda od gline (lončarstvo) ubraja se u najstarije ljudske vještine. Prve opeke su se izrađivale prije 15.000 godina. Pečeni keramički proizvodi nađeni u dolini rijeke Nil stariji su od 13.000 god. Prvo lončarsko kolo pojavljuje se upravo na tom području oko 3200 g. pr. Kr. Mnogi keramički predmeti koji prikazuju egipatske lončare kako rade na lončarskom kolu pronađeni su u egipatskim piramidama i na freskama. Kroz stoljeća se mijenjao sastav keramičkih materijala ovisno o namjeni proizvoda. Na području Europe Grčka je razvila primjenu keramike u širokom rasponu od vaza geometrijskog stila do gracioznih figurica. Njihovu znanost i umijeće preuzimaju Etrurci (*Bucchero* vaze) i Rimljani (*terra sigillata*), ali nikad je ne nadmašuju. Značajnu ulogu u razvoju i primjeni keramike ima Kina, i to već od ranih faza za vrijeme dinastije Sung. Međutim, najznačajnija je dinastija Ming (1368.–1644.) za čijeg vladanja se proizvodi porculan vrlo visoke kvalitete. Posebna se važnost pridaje bojama i bojenju proizvoda. Boje imaju mitsko značenje; žuta označuje moć i snagu, zelena i modra vječni mir, crvena veselje i sretan život, bijela žalost, a crna uništenje. Proizvodnja takvog porculana i njegova popularizacija značajno utječu na daljnju primjenu tog materijala diljem svijeta. Arapi su poboljšali kvalitetu porculanskih proizvoda nanošenjem kositrenog oksida na površinu čime su postigli glađu, kompaktniju i sjajniju površinu. Ujedno su dali temelje za pojmove glazura i glaziranje. Kako je ta proizvodnja nastala na otoku Majorki proizvodi su nazvani majolikom. Talijani su razvili svoju tehnologiju u Faenzi pa su se njihovi proizvodi nazvali fajansom. Fajansa se intenzivno izrađuje u Nizozemskoj u 17. st. Uvodi se emajl i emajliranje. Emajl je tekući staklasti materijal, proziran ili obojen, kojim se pod visokom temperaturom prevlače predmeti od metala, keramike ili stakla radi zaštite i ukrašavanja. Dodatkom koštanog pepela mješavini kaolina, kvarca i glinenaca nastala je u Engleskoj vrsta mekog porculana (koštani porculan). Bottger je u Meissenu (1708.) prvi u Europi napravio tvrdi, bijeli prozirni porculan.

Riječ porculan dolazi od lat. riječi *porcellana*, vrsta morske školjke s glatkom bijelom kućicom (*Concha Veneris*). Bottger je bio poznat po eksperimentima u alkemiji pa je poznata pomalo bizarna odluka Augusta Jakog koji ga je dao utamničiti, nadajući se da će lišen slobode, raditi za njega i uspjeti proizvesti zlato. Nije uspio proizvesti zlato, ali je uspio proizvesti tvrdi glatku kamenjaču crvenosmeđe boje, koja je pečenjem na visokoj temperaturi postajala tako tvrda da se proizvod mogao obrađivati brušenjem i rezanjem. Njegov rad uspio je razriješiti i tajnu kemijskog sastava kineskog porculana, u kojem fina bijela glina – kaolin čini glavni sastojak. Dodatkom drugih sastojaka, ponajprije glinenca i bjelutka, nakon dugotrajnih postupaka čišćenja, pranja i sušenja dobio se fini keramički materijal koji zagrijavanjem na visokoj temperaturi postaje porculan.

Porculan je dugo bio dragocjen i skup materijal te dokaz ekonomske moći vlasnika. Posjedovali su ga samo pripadnici najviših društvenih slojeva. Tijekom vremena proširio se krug korisnika pa se može naći i u domovima obitelji skromnijih prihoda. Otvara se niz tvornica u Meissenu, Sevresu, Beču, od kojih su neke poznate i do danas. U Hrvatskoj se u 19. st. proizvodi u Rijeci, Krapini, Zagrebu i Orahovici. Do sredine 20. stoljeća proizvodnja keramike se osnivala na obrtničkim metodama. Primjenom mehanizacije i industrijske proizvodnje dolazi do poboljšanja osnovnog sastava keramike, pronalaska novih keramičkih materijala i tehnologija te se govori o dobu moderne keramike.

S obzirom na to da keramika nije do 18. stoljeća našla primjenu u dentalnoj medicini, do tada je nadomještanje zuba bilo na razini prebrušavanja zuba humanog ili životinjskog podrijetla i njihovo učvršćivanje za preostale zube zlatnim žicama. Pioniri dentalne fiksne protetike zubari Mouton i Bourdet u 18. stoljeću izrađuju prvu zlatnu krunicu te zlatnu proteznu bazu. Fauchard, pariški zubar 1733. godine primjenjuje tehniku emajliranja osnovne mosne konstrukcije. Duchateau, ljekarnik u Parizu, 1774. godine peče zubnu protezu u keramici te Dubois de Chemant 1788. godine piše disertaciju o „mineralnoj protezi“ koja se modelira prema otisku zubala. Time su postavljeni temelji uporabe keramike u dentalnoj medicini. Fonzi je 1808. godine opisao izradu pojedinačnih keramičkih zuba, *dents terro-metalliques*. Ipak, unatoč nastojanjima pojedinaca, sve do sredine 19. stoljeća rabila su se i dalje ljudska i životinjska gradiva, te se tako pronalazi bizaran podatak iz 1820. godine, kada pariški zubar Delabrre piše kako je rat donio „bogatu žetvu najljepših zuba koji čekaju svoje pacijente“. Land tek 1896. opisuje tehniku napečenja glinične keramike na platinsku foliju. Uvođenjem potpunokeramičke krunice retinirane u kori-

jenskom kanalu (Loganove krunice), započela je učestalija primjena keramike u dentalnoj protetici. Pojava akrilata 1936. godine smanjila je primjenu zubne keramike u protetici. Međutim, ubrzo su uočena loša svojstva tog materijala: poroznost te sklonost trošenju i lomu zbog slabih mehaničkih svojstava te se 60-ih godina prošlog stoljeća dentalna industrija ponovno okreće keramici. Istodobno se nastojalo proizvesti nove, kvalitetnije materijale, prilagoditi ih zahtjevima i potrebama zubnih tehničara te izraditi adekvatne peći za pečenje keramike. Postali su poznati keramički materijali tvrtki Hutschenreuter, Justia, White, Vita, Wienand i dr.

Na tržištu se 1965. pojavila glinična keramika s dodatkom veće količine (40 – 50 %) aluminijskoga trioksida. Takav materijal je bio dvostruko čvršći od tadašnje keramike (oko 131 MPa). Lom krunice u frontalnoj regiji bio je rijedak (2 %), međutim u lateralnoj regiji kretao se do 15,2 %. Keramika za napečenje na metalnu konstrukciju razvijena je 50-ih godina prošlog stoljeća nakon što su se uspjeli uskladiti termički koeficijenti ekspanzije (TKE) glinične keramike sa zlatnim legurom ( $13 - 14 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ ). Zagrijavanjem ortoklasa glinenaca s alkalnim metalnim karbonatima ( $\text{K}_2\text{CO}_3$ ,  $\text{Li}_2\text{CO}_3$ ) na  $1093 \text{ } ^\circ\text{C}$  stvorilo se staklo i kristali leucita ( $\text{K}_2\text{O} \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times 4\text{SiO}_2$ ). Tijekom proizvodnje staklo je naglo hladeno i time zaleđeno u amorfnom stanju, nastao je frit. Frit je potom obrađen. Dodani su različiti oksidi kojima je materijal dobio boju. Primjenom Weinsteinovoga patenta 1963. godine u dentalnu protetiku započinje primjena tehnologije napečenja keramike na osnovnu metalnu konstrukciju, metal-keramika. Metal-keramika omogućuje sanaciju pacijenta u svim indikacijama i danas. Primjena postupka kontrolirane kristalizacije stakla osamdesetih godina 20. stoljeća dovela je do razvoja staklo-keramike (*Dicor® De Trey/Dentsply*, *SAD* i *Optec®* (Jeneric/Pentron, *SAD*). Zatim je *Ivoclar* proizveo *Empress*, leucitnu i kasnije *Empress 2* i *emax*, litij-disilikatnu staklo-keramiku.

Dodatnim ojačanjem glinične keramike aluminijskim oksidom i primjenom tehnologije infiltracije staklom, u kliničku su praksu uvedene infiltracijske keramike. Sintezom vrlo gustih polikristaliničnih materijala proširena je primjena potpunokeramičkih materijala za izradu višočlanih protetičkih konstrukcija i opskrba oštećenih ili izgubljenih zuba u distalnim segmentima. Velika prekretnica u dentalnoj protetici uslijedila je uvođenjem računala u oblikovanje i izradu nadomjestaka. Takva tehnologija smanjuje udio rada zubnog laboratorija, smanjuje mogućnost pogreške, pridonosi preciznosti i brzini izrade nadomjestka.

## KLASIFIKACIJA KERAMIČKIH MATERIJALA

Keramički materijali općenito se dijele na:

- tradicionalne
- inženjerske
- elektrotehničke
- biomedicinske.

Biomedicinske keramike mogu se podijeliti u dvije velike skupine:

1. konvencionalni zubni „porculan“ koji je prema svom sastavu keramizirano staklo, materijal na osnovi  $\text{SiO}_2$  i mreže kalijeve i/ili natrijeve glinice (silikatne keramike).
2. moderne keramike koje su strukturirane polikristalinične građe s malo ili bez staklene amorfnе faze (oksidne keramike). Mogu se sastojati od jedne, elementarne komponente, tada se rabi izraz jednofazne ili višefazne kada se sastoje od više komponenti.

Zubni keramički materijali mogu se podijeliti prema različitim kriterijima; namjeni, indikacijama, sastavu, tehnikama izrade nadomjestka, mikrostrukтури, svojstvima, temperaturi pečenja.

Podjela keramičkih materijala prema **namjeni**:

- obložne  
Sirovine su im uglavnom prirodne. Imaju malo kristala i zbog toga malu čvrstoću, ali puno stakla, i zbog toga dobra optička svojstva. Njima se oblaže osnovna konstrukcija nanoseći tehnikom slojevanja slojeve; opaker, dentinski, caklinski i glazuru.
- za izradu osnovne protetičke konstrukcije  
Uglavnom su sintetički proizvodi. Imaju puno kristala i stoga veliku čvrstoću, ali malo ili nimalo stakla i zbog toga loša optička svojstva.
- za izradu umjetnih zuba.

Podjela keramičkih materijala prema **indikacijama**:

- materijali za izradu prednje i stražnje krunice, ljuste, *inlay* i *onlay*, tročlane i višočlane mostove.

Podjela keramičkih materijala prema **sastavu**:

- silikatna (amorfna staklena matrica porozne strukture, glavna sastavnica je  $\text{SiO}_2$  uz  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{ZrO}_2$  – naziva se i keramizirano staklo). Čine je glinična i staklo-keramika.

- oksidna/polikristalinična (glavna kristalinična faza mogu biti  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{ThO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$  s malo ili bez staklene matrice). Čine je aluminij-oksidna, cirkonij-oksidna keramika.

Podjela keramičkih materijala prema **tehnikama izradbe**:

- sinteriranje, djelomično sinteriranje i infiltracija, toplo-tlačni postupak izrade, strojno.

Podjela keramičkih materijala prema **mikrostrukтури**:

- staklo, staklo ojačano kristalima, polikristalinični materijal.

Podjela keramičkih materijala prema **svojstvima**:

- optičkim (mutne i translucetne)
- mehaničkim (čvrstoća, tvrdoća, žilavost).

Podjela keramičkih materijala prema **temperaturi pečenja**:

- keramike koje se peku na vrlo visokim temperaturama, u rasponu od 1315 – 1370 °C
- keramike koje se peku na visokim temperaturama, u rasponu od 1090 – 1260 °C
- keramike koje se peku na niskim temperaturama, u rasponu od 870 – 1065 °C.

Ta je podjela nastala u 1940-im godinama i zasniva se na trokomponentnom sastavu keramičkih materijala (glinenci, kvarc, kaolin). Uvjetovana je masenim udjelom pojedinih sastavnica. Temperatura pečenja se modificira dodatkom boro-vih oksida ili alkalnih karbonata. Ta je činjenica važna zbog jednostavnijeg usklađivanja TKE legure i keramike.

Keramike koje se peku na višoj temperaturi boljih su mehaničkih i optičkih svojstava te postojanije tijekom opetovanih pečenja.

Važno je napomenuti da za različite tehnike izrade nadomjestka postoje na tržištu keramički materijali različitog sastava, primjerice:

- materijali za strojnu izradu
  - glinične s kristalima leucita
  - glinične s kristalima tinjca
  - staklo-keramike s kristalima leucita

- staklo-keramike s litijevim disilikatima
- aluminij-oksidge
- cirkonij-oksidge
- materijali za *slip cast* tehnologiju/infiltracijske keramike
  - aluminij-oksidge
  - aluminij-oksidge ojačane magnezijevim oksidom
  - aluminij-oksidge ojačane cirkonijevim oksidom
- materijali za toplo-tlačnu tehnologiju
  - staklo-keramike s leucitima
  - staklo-keramike s litijevim disilikatima
- materijali za sinteriranje
  - glinična keramika s većom količinom aluminijeva oksida
  - glinična keramika s većom količinom leucita.

## ZAHTJEVI ZA PRIMJENU KERAMIČKIH MATERIJALA U DENTALNOJ MEDICINI

Zahtjevi za primjenu keramičkih materijala u dentalnoj medicini su:

- imitirati prirodna zubna tkiva
- imati što nižu temperaturu pečenja
- imati ujednačen TKE osnovnog s TKE obložnog materijala; metala i keramike u metal-keramičkim sustavima te jezgrenog i obložnog materijala u potpunokeramičkim sustavima
- otpornost u vlažnom mediju
- tribološka svojstva koja odgovaraju tvrdim zubnim tkivima.

Veliki problem koji se pojavljuje u svim dvoslojnim sustavima, a većina nadomjestaka se upravo tako izrađuje, jest veza između površine osnovne protećke konstrukcije i obložnog materijala. Adhezija keramike na površinu odljeva bila je predmetom brojnih istraživanja. Nekoliko je čimbenika koji potpomažu vezu; vlaženje keramike, oksidni sloj te mehanička retencija. Dobro vlaženje keramike na osnovnu metalnu konstrukciju osigurava kvalitetnu penetraciju stakla u nepravilnosti na površini i veću kontaktnu površinu. Difuzija atoma iz metala i keramike u tanki oksidni sloj tvori podlogu dobroj vezi. Nepravilnosti na po-

vršini također će pridonijeti kvalitetnijoj vezi na mikroskopskoj razini, posebice ako su prisutna potkopana mjesta. U potpunokeramičkim sustavima naglasak se stavlja na kvalitetu brušenja uporišnoga zuba i oblikovanju nadomjestka, mada postoje različiti materijali (npr. vezna sredstva) i postupci (npr. regeneracijska pečenja, pjeskarenje) kojima se poboljšava veza osnovne konstrukcije i obložne keramike. U monolitnim sustavima nadomjestak se izrađuje jednokomadno, glodanjem bloka pa problem veze ne postoji. Nadomjestci se samo boje do željenog izgleda.

## SASTAV KERAMIKE

Sirovine za keramiku mogu se svrstati u plastične i neplastične. Osnovna plastična sirovina je glina. Plastičnost uvjetuje, osim sadržane vode, slojasta struktura minerala i sitni kristali. Glina je produkt raspadanja glinenaca. S obzirom na postanak gline postoje primarna i sekundarna nalazišta. Primarne gline nalaze se na mjestu nastanka i uvijek su mješavina kaolina, kremena i glinenaca. Gline iz sekundarnih nalazišta često sadržavaju nečistoće jer su nastale sedimentacijom. Prema pojednostavnjenoj podjeli silikatnih minerala, zubne se keramike mogu definirati kao mješavina; glinenaca 80 %, kvarca 11 – 22 % i kaolina 3 – 4 %.

**Glinenci** su najraširenija i najvažnija skupina silikatnih minerala. Čine oko 60 % litosfere. Sastavni su mineral većine eruptivnih stijena. Najvažniji su natrijski, albit ( $\text{Na}_2\text{O} \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times 6\text{SiO}_2$ ), kalijjski, ortoklas ( $\text{K}_2\text{O} \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times 6\text{SiO}_2$ ) i kalcijski, anortit ( $\text{CaAl}_2\text{Si}_2\text{O}_8$ ) glinenac. Kalijjski glinenac dolazi i u oblicima, sanidin, adulari, mikroklin. Smjese natrijskog i kalcijskoga glinenca stvaraju skupinu kristala, plagioklase. Glinenci nisu postojani, pod djelovanjem atmosferilija i vode prelaze u kaolin i druge sastojke glina. Pod visokim tlakom i na višoj temperaturi kalijjski i natrijski glinenci prelaze u tinjce, moskovit i paragomit.

**Kremen**, kvarc ( $\text{SiO}_2$ ) je važna sirovinska komponenta. Vrlo je čest mineral. Nalazi se u kiselim eruptivnim, kao i u sedimentnim i metamorfnim stijenama, obično kao  $\beta$ -kremen.

Otporan je na djelovanje atmosferilija. Može postojati u četiri oblika, kristalinični kvarc, kristobalit, tridimit i nekristalinični fuzionirani oblik. Fuzionirani oblik ima visoku temperaturu taljenja zbog trodimenzijske mreže silicijevih tetraedara spojenih kovalentnim vezama. Upravo je taj tetraedar osnovna gradbena jedinica



stakla. Na povišenoj temperaturi prelazi u druge kristalne modifikacije, koje imaju različite gustoće zbog promjene volumena.

U zubnim je keramičkim materijalima zastupljen u količinskom udjelu 11 – 22 %. Kvarc je kao i glinenci onečišćen željezom koje se mora ukloniti s pomoću magneta jer željezo mijenja boju keramičkom objektu. Staklastog je sjaja, nema kalavosti i velike je tvrdoće (7 prema Mohsu). Obično je bezbojan i proziran (prozirac), ali može biti ljubičast (ametist), žut (citrin), smeđ (čađavac) ili crn (morion). Čisti kristali kvarca rabe se u elektroničkoj industriji, kremenca zemlja služi kao abrazivni materijal, a pijesak za proizvodnju stakla. Kriptokristalasti i vlaknasti agregati kremenca, ovisno o izgledu, su: kalcedon, ahat, oniks ili jaspis. Amorfni kremen sa sadržajem vode naziva se opalom.

**Kaolin** je smjesa minerala kaolinita s nešto kvarca. Nastaje trošenjem glinenaca atmosferilijama. Prema svom kemijskom sastavu je hidratizirani aluminijev silikat, (porculanska zemlja). Bijele je boje. Naziv je dobio po naselju Kaoling u Kini, gdje je prvo pronađen. Intenzivno upija vodu te se lako oblikuje. U zubnoj ga keramici ima svega 3 – 4 %. Kaolinom se omogućuje jednostavnije rukovanje jer keramičkom materijalu osigurava podatnost i mogućnost oblikovanja. Postupkom proizvodnje i sinteriranja nastaje višefazna struktura koja sadržava visok udio staklene matrice i različit udio kristala.

Prema veličini zrna keramika se dijeli na sitnozrnatu (veličina zrna do 0,1 – 0,2 mm) i krupnozrnatu (više od 0,2 mm). U sitnozrnatu spada tehnička keramika. U tehničku keramiku osim keramike za kuhinjsko posuđe, ukrasne keramike, konstrukcijske, industrijske, elektrokeramike spada i biokeramika koja se primjenjuje u medicini.

Zubnoj keramici se dodaju različite tvari kako bi se poboljšala svojstva poput:

- organskih tvari (dekstrin, škrob, šećer), koje daju svojstvo plastičnosti
- razni oksidi za postizanje obojenja; za **žutosmeđu** boju titanov oksid ( $\text{TiO}_2$ ), za **smeđu** željezni i niklov oksid ( $\text{FeO}$ ,  $\text{NiO}$ ), za **plavu** kobaltni oksid ( $\text{CoO}$ ), za **ljubičastu** manganov oksid ( $\text{MnO}$ ), za **zelenu** bakreni i kromov oksid ( $\text{CuO}$ ,  $\text{CrO}$ )
- kositreni i cirkonijev oksid ( $\text{SnO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$ ) te kaolin osiguravaju opacitet
- fluorescenciji pridonose uranov ( $\text{UO}_2$ ), cerijev ( $\text{CeO}_2$ ) i samarijev oksid ( $\text{Sm}_2\text{O}_3$ )
- brojni katalizatori (kalijev fosfat ( $\text{K}_2\text{PO}_4$ ), kalijev karbonat ( $\text{K}_2\text{CO}_3$ ), natrijev karbonat ( $\text{NaCO}_3$ ), boraks ( $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \times 10\text{H}_2\text{O}$ ) i olovni oksid ( $\text{PbO}_3$ )).

Za razliku od konvencionalnog zubnog porculana koji se sastoji od prirodnih sirovina, moderne keramike su sintetičke tvorevine; bilo da nastaju kontroliranom kristalizacijom stakla (staklo-keramike), očvršćenjem glinične keramike s velikom količinom  $\text{Al}_2\text{O}_3$  te uvođenjem tehnologije infiltracije staklom (infiltracijske keramike) ili tvorničkim sinteriranjem (oksidne keramike) gdje je keramičke blokove potrebno strojno obraditi. Moderne keramike, posebice oksidne, su materijali koji se sastoje od jednofaznih, jednokomponentnih metalnih oksida u vrlo visokom postotku, često i više od 90 %. Staklene faze imaju vrlo malo ili je uopće nemaju.

Ti materijali zbog visoke temperature sinteriranja imaju vrlo ujednačenu mikrostrukturu i zbog toga pokazuju poboljšana svojstva (veliku čvrstoću i tvrdoću, temperaturnu stabilnost, otpornost na trošenje, kemijsku postojanost, veću lomnu žilavost). U oksidnu keramiku spadaju: aluminij-oksidna, cirkonij-oksidna, magnezij-oksidna keramika, dr.

## STRUKTURA KERAMIČKIH MATERIJALA

Uspješna primjena gradivnoga materijala i funkcijska trajnost nadomjestka uvelike ovise o strukturi gradivnog materijala te tijekom izrade i obrade nadomjestka u zubnome laboratoriju.

Mikrostrukturu keramike definira više čimbenika:

- sastavnice (čistoća, vrsta, količina, veličina i distribucija zrna/kristala)
- pomoćna sredstva za oblikovanje

Atomi su u keramičkim materijalima međusobno spojeni ionskim ili kovalentnim vezama. Kod ionske veze dolazi do prijenosa elektrona s metalnog na nemetalni atom (elektrostatičko privlačenje). Kovalentnu vezu opisuju elektronski parovi nemetalnih atoma. Takve jake sile odgovorne su za visoki modul elastičnosti, veliku tvrdoću, visoko talište, malu rastezljivost i dobru kemijsku postojanost. Kovalentna veza je usmjerena, što znači da su uređenje i razmak susjednih atoma čvrsto definirani te je njihov prostorni raspored stabilan. Upravo se tim činjenicama objašnjava odsutnost plastične deformacije, odnosno keramike spadaju u skupinu krhkih materijala.

Greške u strukturi mogu biti napukline, pore, uključci i krupna zrna. Nastaju zbog kaotičnosti kristalne strukture. Mogu nastati tijekom izrade ili obrade nadomjestka bilo nepravilnim rukovanjem materijalom, nepravilnom obradom

površine nadomjestka ili nekorektnom manipulacijom u ustima pacijenta. Veliki problem u strukturi keramike je usklađenost TKE između kristala i staklene matrice. Neusklađenost TKE dovest će do pojave naprezanja oko kristala i ako se prekorači kritična čvrstoća materijala, može doći do stvaranja napuklina i konačno do loma objekta.

Uz prisutan primaran porozitet koji nastaje zbog nesavršenog slaganja čestica keramičkoga praha u zubnom laboratoriju, u ustima nastaje sekundarni porozitet kao posljedica utjecaja vlažnoga medija. Kako su pore mjesta slabije opteretivosti i inicijalno mjesto za nastanak napuknuća tijekom vremena od njih će nastati pukotine koje mogu dovesti do loma nadomjestka. Povećana naprezanja će se pojaviti i na potkopanim, zakrivljenim ili oštrim mjestima. Doći će do koncentracije naprezanja na tim mjestima, propagacije pukotine i loma materijala. Taj fenomen cikličnog opterećenja građivnoga materijala u vodenoj sredini poznat je pod nazivom napetosna korozija.

## SVOJSTVA KERAMIČKIH MATERIJALA

Svojstva keramičkih materijala ovise o:

- sastavu
- mikrostrukturi
- tijeku izrade i obrade nadomjestka.

Dentalna se keramika sastoji od staklene matrice i jedne ili više vrsta kristala. Mehanička i optička svojstva tog materijala ovise o udjelu kristalne faze (vrsti, veličini, količini i distribuciji) te porozitetu. Povećanjem količine kristala materijal se očvršćuje, ali mu se smanjuje translucencija. U potpunim keramikama količina kristalne faze varira od 35 % (npr. leucitima ojačana keramika) pa sve do 99 % (cirkonij-oksidsna keramika). Ojačanje keramika je uglavnom postignuto umetanjem određene kristalne komponente ili poticanjem transformacijskog očvršćenja. Postupci poput kemijskog očvršćenja, glaziranja i temperaturnih protokola samo su dodatni postupci. Veći udio staklene matrice u keramičkome materijalu znači ljepšu, ali i manje čvrstu krunicu.

Veliki problem u osiguranju čvrstoće keramičkih materijala je usklađivanje TKE kristala i TKE staklene matrice, kako ne bi došlo do naprezanja oko kristala. Naprezanje može rezultirati stvaranjem pukotine i može dovesti do loma keramičkoga objekta.

Na strukturu i svojstva zubne keramike uvelike će utjecati postupci izrade i obrade nadomjestka u zubnome laboratoriju. Kvaliteta samog materijala uz pravilan tijek izrade učinili su da je keramika najbolji gradivni protetički materijal. Rabi se za pojedinačne krunice, *inlaye*, *onlaye*, ljuske, tročlane i višečlane mosne konstrukcije, dentalne implantate, intraradikularne kolčice i zube za proteze.

Dobra svojstva keramike su:

- velika čvrstoća i tvrdoća
- kemijska stabilnost
- stabilnost oblika
- otpornost na trošenje
- otpornost na promjene temperature
- mogućnost imitiranja prirodne boje zuba.

Loša svojstva keramika su:

- mala otpornost na udar
- ograničena istezljivost i savijanje
- mala lomna žilavost
- niski termički koeficijent ekspanzije
- mala otpornost na progresivan rast mikropukotina
- krhkost.

Keramike su krhki materijali. Svojstvo krhkosti znači da na opterećenje reagira lomom, a ne deformacijom. Dobro podnosi tlačna, a slabo vlačna i smična naprezanja.

Keramika je sastavljena od stakla, a staklo nema pravilnu kristaliničnu strukturu stoga nema dislokacije kristala i nema žilavosti (kemijske veze među atomima su ionske i/ili kovalentne).

Na trošenje krhkih materijala utječu:

- mikrostrukturalni čimbenici; veličina, raspored, broj i mikrotvrdoća kristala
- prisutnost pora
- izrazito visoki ili niski pH (oslabljuje i dovodi do prekida Si-O-Si veza u staklenom matriksu)
- oblik, veličina i hrapavost dodirnih površina

- koeficijent trenja dodirnih ploha
- uvjeti u dodiru
- sila koja je prisutna tijekom dodira
- brzina pokreta dodirnih površina
- nedostaci tijekom laboratorijskog tijeka poput velikog zrna, nepravilnog rasporeda kristala, napuklina, poroziteta
- nepravilna ili nedostatna završna obrada nadomjestka.

## PROIZVODNI PROCESI

Proizvodnja keramičkoga materijala počinje pročišćavanjem gline i pripremom osnovne smjese (tijesta). Tijesto se oblikuje ručno ili strojno, slijedi sušenje i pečenje.

Povoljni sastav keramičkog materijala ovisan je o pirotehničkim svojstvima sirovina.

Materijal mora imati mogućnost oblikovanja u sirovom stanju, mogućnost sušenja (ne smije se lomiti niti kriviti), otpornost na termička naprezanja tijekom sinteriranja (ne smije se deformirati), vatrootpornost, dobra fizikalna svojstva i za primjenu u dentalnoj medicini posebno je važna estetska komponenta. Gotovi proizvod treba bojom, teksturom i sjajem oponašati prirodan zub. Da bi se to postiglo, moraju se poznavati svojstva sirovina i predvidjeti njihov utjecaj u keramičkom nadomjestku te se mora poznavati tehnološki postupak kroz koji mora proći takav materijal u zubnome laboratoriju.

Priprava keramike odvija se u nekoliko faza:

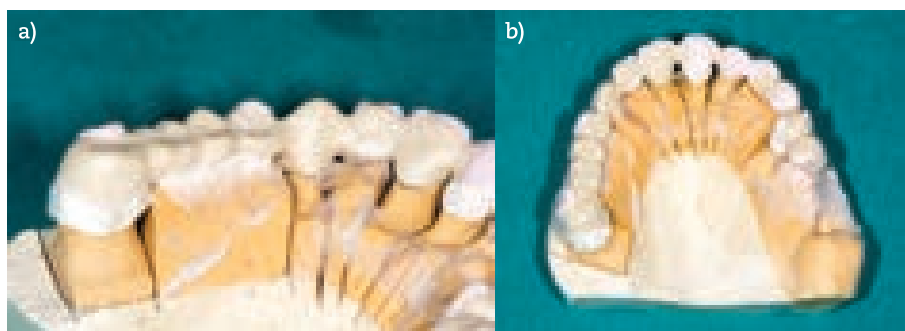
- **Oblikovanje** – oblikovanje podrazumijeva zgušnjavanje (kondenzacija) keramičkog praha čime se dobiva „zelena keramika“. Provodi se postupcima suhog, vlažnog, vrućeg ili izostatičkog prešanja. Keramičko se tijesto dobije miješanjem keramičkoga praha s destiliranom vodom ili originalnom tekućinom. Kondenzacija obložne keramike je postupak u kojem dolazi do zbijanja čestica, odnosno do njihova zgušnjavanja. Obložna keramika se u konzistenciji tijesta nanosi postupkom slojevanja na čvrstu osnovnu konstrukciju (slika 10-1, 10-2a,b, 10-3a,b). Višak vlage se pritom uklanja. Na kvalitetu kondenzacije utječe veličina keramičkih čestica i tehnika kondenzacije. Dobro je došla bilo koja tehnika kondenzacije jer je cilj što bolje zbiti čestice. Time se dobiva

kompaktni, kvalitetniji materijal, ali i ujednačeno kvrčenje materijala tijekom pečenja. Nakon završene modelacije (slika 10-4.) objekt se suši kako bi se otklonila zaostala voda i peče u vakuumskim uvjetima. Postavljanje vlažnog objekta u vruću peć izazvalo bi zarobljavanje vodene pare ili čak eksploziju.

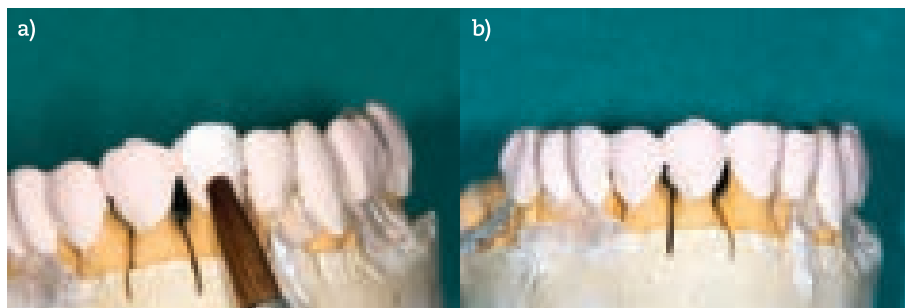
- **Sušenje** – čestice se zbijaju, sljubljuju (denzifikacija). Izgaraju aditivi i plastifikatori, materijal se skuplja, eliminiraju se pore. Postupak se odvija na strogo kontroliranoj temperaturi i tlaku kroz određeno vrije-



Slika 10-1. Osnovno potpunokeramička jezgra.



Slika 10-2. a,b) Nanošenje slojeva keramike (opaker, dentinska keramika) na osnovnu metalnu konstrukciju.



Slika 10-3. a,b) Nanošenje caklinske keramike.

me. Radi se o vrlo osjetljivom postupku gdje se čestice drže zajedno isključivo adhezijskim silama. Nastali proizvod obično se naziva „bijelom keramikom“ (slika 10-5a,b,c).

- **Sinteriranje** – radi se o postupku koji se definira kao „transformacija iz početne porozne keramičke smjese u čvrstu, gustu keramiku“. Rezultat je veznja, difuzije i fenomena tečenja.

Može se opisati kao „složen slijed toplinskih ciklusa ispod temperature taljenja glavne sastavnice keramike, koja dovodi do djelomičnog taljenja staklene matrice i međusobnog stapanja čestica“. Provodi se na određenoj temperaturi i tlaku kroz definirano vrijeme u vakuumskim uvjetima. Tek ovim postupkom nastaje prava keramika. Keramičke čestice se definitivno zgušnjavaju, materijal se skuplja, porozitet se smanjuje, materijal postaje čvrst. Dolazi do primarne



**Slika 10-4.** Naneseni slojevi keramike – rad priređen za pečenje.



**Slika 10-5.** a,b,c) Izmodeliran metal-keramički rad na postolju peći.

i sekundarne kristalizacije te rasta kristala. Za materijal nakon pečenja rabi se izraz tvrda obrada. Keramika pokazuje svojstva dijelom zasnovana na njezinoj kristaliničnoj, a dijelom na staklenoj komponenti. Staklena matrica pokazuje amorfnu strukturu, odgovorna je za fizikalna svojstva tipična za stakla, krhkost i nepostojanje definiranog tališta. Ima interval taljenja/omekšanja. Alternativni postupak uključuje uporabu helija i primjenjuje načela difuzije. Helij biva zarobljen u intersticijskim prostorima, a kako je promjer molekule manji od keramičke slagaline, pod tlakom difundira prema van.

U prethodno navedenome su objašnjeni proizvodni postupci za kondenzacijske keramike odnosno keramike koje se ručno nanose na osnovnu konstrukciju tehnikom slojevanja i gdje se keramičke čestice ručno zbijaju.

Postupci zbijanja (kondenzacije)zgušnjavanja keramičkoga materijala se po sličnim načelima rade i u tvornici gdje se dobiju gotovi keramički valjčići (slika 10-6) ili blokovi (slika 10-7). Kako se takva proizvodnja radi sofisticiranom aparaturom i tehnologijom, proizvodi su strukturno kvalitetniji, ujednačene mikrostrukture, čvršći i postojaniji od ručno slagane, kondenzacijske keramike.

- **Glaziranje** – keramički materijal za glaziranje sadržava više staklene faze od materijala za oblikovanje. Pridonosi oplemenjivanju površine jer ima veliku tvrdoću i otpornost na trošenje. Glazura daje proizvodu sjaj. Usklađenog je TKE s osnovnim keramičkim materijalom. Blagi tlak je poželjan jer pridonosi čvrstoći keramike. Sadržavaju više metalnih oksida kojima se postižu različite boje, odnosno bolja optička svojstva materijala. Međutim, važno je napomenuti da se iz ranog doba oslikavanja keramičkih proizvoda zna da su



**Slika 10-6.** Tvornički valjčić za toplo-tlačni postupak.



**Slika 10-7.** Tvornički blok za glodanje.



boje nanese u glazuri, mada koloristički bogatije, kratkog vijeka. Stoga je preporuka da se kvalitetnim keramičkim proizvodima, kamo svakako spadaju zubni nadomjestci boje nanose u osnovnom materijalu prije nanošenja glazure (slika 10-8a,b,c). Osim tog načina glaziranja keramičkoga nadomjestka gdje se na površinu nanosi još jedan sloj keramike, primjenjuje se i postupak samoglaziranja, gdje se pečeni keramički objekt kratko, oko 4 minute zadrži u peći nakon pečenja na temperaturi nešto nižoj od one na kojoj se objekt pekao. Tim postupkom dolazi do taljenja površinskoga sloja nadomjestka, popunjavanja mikropukotina nastalih tijekom pečenja, a površina objekta postaje sjajna.



Slika 10-8. a,b,c) Glazirana krunica.

Keramičke objekte potrebno je kako postupno zagrijavati tako i postepeno hladiti. Naglo hlađenje dovelo bi do stvaranja naprezanja u materijalu, smanjenja čvrstoće ili čak loma rada.

Čvrstoća keramike se smanjuje i nepravilnostima na površini nadomjestka ili porozitetom.

Finozrnati keramički prah polučit će jednoliku ujednačenu površinu.

## SILIKATNA KERAMIKA

Silikatna keramika, mada najstarija vrsta keramike i danas je u vrlo širokoj uporabi. Razlog tomu leži u nizu činjenica, dostupnosti prirodnih sirovina, relativno niskoj temperaturi sinteriranja te mogućnosti kontrole procesa proizvodnje. Glavne sirovine su glina i kaolin, glinenci i kvarc (više o tome već je pisano). Sinteriranjem se dobiva višefazni materijal koji sadržava kristale i visoki udio staklene matrice. Osnovnu građu staklene matrice (stakla) čine velike trodiodimenzionalne mreže silicijevih tetraedara ( $\text{SiO}_4$ ). Silikatne keramike se dijele na: glinične i staklo-keramike.

### Glinična keramika

Glinične keramike desetljećima se rabe, i to najčešće kao obložne keramike u svim dvoslojnim sustavima bilo metal-keramičkim ili potpunokeramičkim. Ojačane se rabe i kao jezgreni materijal. Rabe se kod ručne i strojne izrade nadomjestka. Smatraju se najmekšim keramikama. S obzirom na velik udio staklene matrice i male količine homogeno dispergiranih kristala, propuštaju velik dio svjetlosti. Stoga se ubrajaju u translucetne materijale i gradivni su materijali s najboljim optičkim svojstvima. Osnovni sastav te keramike je dobro poznati trijas, glinenci-kvarc-kaolin. Postupno se uklanja slobodni kvarc i mulit čime im se poboljšala kvaliteta. Dodavanjem  $\text{K}_2\text{O}$  (kalijev oksid) aluminosilikatnom staklu dobiva se keramika pojačana kristalima leucita. Leucit je prema svojem sastavu kalijev aluminosilikat ( $\alpha\text{-KAlSi}_2\text{O}_6$ ) i pripada gliničnoj skupini minerala. Tetragonskog je oblika, a pri visokoj temperaturi ( $> 605\text{ }^\circ\text{C}$ ) poprima kubični oblik ( $\beta\text{-KAlSi}_2\text{O}_6$ ). Leucit osigurava postojanost pri pečenju, povećava čvrstoću i blokira širenje pukotine. Na temperaturi od  $500\text{ }^\circ\text{C}$  do  $925\text{ }^\circ\text{C}$  pojavljuje se sekundarni, manje stabilan oblik, sanidin ( $\text{KAlSi}_3\text{O}_8$ ). Kristalizacija sanidina združena je s promjenom optičkih svojstava keramičkog materijala od prozirnog prema mutnom. Kristali leucita imaju indeks loma zraka svjetlosti približno jednak indeksu loma staklene matrice. Ne uzrokuju mutnoću keramike. Zamućenju pridonose kristali koji se dodaju;  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{SnO}_2$ ,  $\text{CeO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$ .

## Staklo-keramika

Staklo-keramika je materijal koji nastaje kontroliranom kristalizacijom stakla. Nastala je razvojem silikatne kemije, dobivanjem i razvojem stakla te njegove tehnologije.

Staklo je kruta talina alkalijskih silikata, bogatih kremičnom kiselinom koja u sebi sadržava još jednu bazu pa se prema njoj dijele na natrijsko-kalcijsko, kalijsko-kalcijsko, aluminosilikatno, kremeno i druga stakla. Staklo je građeno od tetraedara silicijeva dioksida ( $\text{SiO}_2$ ) kao osnovnih jedinica, u kojima se silicijev atom nalazi u središtu, a kisikovi atomi na uglovima. Tetraedri su međusobno povezani preko kisikovih mostova pa tako čine trodimenzionalnu mrežu. Raspored tetraedara nije simetričan, periodičan i pravilan kao u tvarima s kristalnom strukturom, nego je potpuno slučajan i nepravilan (amorfan). Sastavni se dijelovi smjese tale, kemijski reagiraju i otapaju. Kvantitativni udio pojedinih sastojaka u staklenoj smjesi odredit će svojstva, a time i primjenu materijala. Očvršćenje staklo-keramike koje je potrebno u dentalnoj protetici postiže se dodatkom određene kristalne faze, kontrolom rasta i distribucije kristala, omogućivanjem skretanja ili izbjegavanja napuknuća. Unošenjem različitih kristala u staklenu talinu dobivaju se i cinkova, baritna, borosilikatna i druga stakla. U dentalnoj medicini rabe se razne vrste staklo-keramika (**fluorapatitna, litij-disilikatna, hidroksiapatitna** i druge). Nakon taljenja talina se boji dodavanjem malih količina metalnih oksida, a za postizanje zamućenja koje je potrebno u dentalnoj protetici dodaju se oksidi kositra, cirkonija i fosforiti. Kao suvremeni estetski gradivni materijal odlikuje se relativno velikom mehaničkom otpornošću, čvrstoćom i postojanošću prema temperaturnim promjenama. U staklo-keramici *IPS Empress (Ivoclar Vivadent)* dodani su kristali leucita koji čine 40 – 50 % volumena. Nisu međusobno isprepleteni te im je ukupna gustoća mala. Kod *litij-disilikatne* staklo-keramike (*IPS Empress 2, e-max, Ivoclar Vivadent*) glavnu kristalnu komponentu čine igličasti kristali litijevog disilikata ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) koji su proizvoljno orijentirani te se isprepleću tvoreći nakupine. Sekundarnu kristalnu fazu čini litijev ortofosfat ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) koji zauzima značajno manji volumen. U slučaju *IPS Empress 2* keramike veličina čestica litijeva disilikata kreće se između 0,5 i 4,0  $\mu\text{m}$  i oni čine oko 60 % volumena, a kod poboljšane verzije, *IPS e.max Press* keramike dužina je između 3 i 6  $\mu\text{m}$  te čine oko 70 % volumena. Proizvođač navodi da su osim toga, u staklenoj matrici sadržani i oksidi poput  $\text{Li}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{ZnO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  i  $\text{P}_2\text{O}_5$ . Indeks loma leucita iznosi 1,51, a litijeva disilikata 1,55, što je slično staklenoj matrici čiji indeks loma iznosi 1,50. U

praksi to znači da su takvi materijali transludentni i stoga pogodni za saniranje prednjega dijela zubnog niza.

S obzirom na postupak izrade nadomjestka, staklo-keramika se dijeli na onu za:

1. **laboratorijsku izradu: lijevana** (*Dicor, Dentsply International, York, SAD*) i **tlačena** (*IPS Empress, IPS Empress 2 i IPS e.max, Ivoclar Schaan, Lihtenštajn*). Tlačena zapravo podrazumijeva toplo-tlačni postupak izrade i za taj materijal na raspolaganju su dvije tehnike rada; tehnika slojevanja i bojanja.
2. **strojnu izradu** – **Dicor** (*MGC, Dentsply International, York, SAD*), **ProCad** (*Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, SAD*), **IPS e.max CAD** (*Ivoclar AG Schaan, Lihtenštajn*) i dr.

## OKSIDNA KERAMIKA

Oksidnu (polikristaliničnu) keramiku karakterizira primarno kristalna faza, npr.  $Al_2O_3$ ,  $MgO$ ,  $ZrO_2$ ,  $ThO_2$  uz malo ili gotovo nimalo staklenog matriksa. Može se sastojati od jednokomponentnih metalnih oksida (> 90 %) (aluminijeva oksida, cirkonijevoga oksida) ili mogu imati višekomponentni sastav (aluminij-oksidna ojačana cirkonijevim oksidom i druge). Oksidna keramika je visokog stupnja čistoće i ujednačene mikrostrukture što osigurava dobra mehanička svojstva. Dobiva se sintetičkim putem. S obzirom na veliku gustoću gotovo je potpuno neprozirna. Stoga se ta skupina keramika rabi uglavnom kao jezgri materijal na koji se obično nanosi obložna keramika radi poboljšanja optičkih svojstava. Ovdje se radi o dvoslojnim sustavima (nadomjestcima), prvi sloj čini osnovna konstrukcija koja je reduciranog oblika. Na površinu osnovne konstrukcije nanosi se obložna keramika do konačnog oblika i izgleda nadomjestka. Najnovije keramike su monolitne, što znači da se nadomjestak glode u jednom komadu, potpunih je morfoloških karakteristika nadomjesnog zuba. Potrebno ih je glazirati ili češće polirati.

U skupinu oksidnih keramika svrstane su:

- aluminij-oksidne
- aluminij-oksidne staklom infiltrirane te
- cirkonij-oksidne keramike.

## Aluminij-oksidsna keramika

Aluminij-oksidsna keramika je tvrdi materijal. Dodatkom  $\text{Al}_2\text{O}_3$  u kristaliničnom obliku gliničnoj keramici dolazi do ojačanja osnovne keramike te pravilnog rasta i distribucije kristala. Čestice aluminijeva oksida djeluju kao „stoperi“ koji ne dopuštaju širenje pukotine. Takvo svojstvo nije temeljeno samo na mehaničkim svojstvima aluminijeva oksida već i na kompatibilnosti glinične keramike i aluminijeva oksida. Ta dva materijala imaju vrlo slične TKE i modul elastičnosti. Stoga je međuspoj čestica aluminijeva oksida i glinične keramike bez naprezanja. Time se postižu homogena struktura i dobra mehanička svojstva.

Prvi komercijalni proizvod te vrste keramike bile su *Cerestore* krunice. Kako bi se kontroliralo kvrčenje materijala tijekom pečenja u keramički frit se dodavao magnezijev oksid koji ima TKE  $13,5 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ . Mg-oksid se tijekom pečenja spajao s aluminijevim oksidom i tvorio se spinel. Spinel pokazuje manju gustoću i njegova tvorba rezultira ekspanzijom kojom se kompenzira skupljanje tijekom pečenja. Proizvodi se *Hi Ceram*, a potom još čvršći *In Ceram*. In Ceram je strukturno najfiniji prah  $\text{Al}_2\text{O}_3$  i stakla. U *In Ceram* keramici moguće je umetanjem  $\text{ZrO}_2$  dobiti izrazito čvrstu i tvrdu jezgru (*In Ceram Zirconia*), a umetanjem MgO *In Ceram Spinel*. Danas na tržištu postoji više vrsta aluminij-oksidsne keramike čistoće do 99,9 %  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . Dolaze u obliku gusto sinteriranih blokova dobrih mehaničkih i kemijskih svojstava koji se obrađuju isključivo strojno.

## Cirkonij-oksidsna keramika

Cirkonijev dioksid kao biomaterijal rabi se u dentalnoj medicini u izradi krunica, *inlaya*, *onlaya*, mostova, implantata i konfekcijskih intraradikularnih kolčića. Razlog velike popularnosti i primjene cirkonijeva dioksida kao građivnoga materijala u dentalnoj protetici su njegova dobra kemijska, mehanička i estetska svojstva te dimenzijska stabilnost, a uz to moguća je nadoknada gubitka većega broja zuba što sa staklo-keramikom nije bilo moguće.

Cirkonij-oksidsna keramika sastoji se od više od 90 % cirkonijeva dioksida ( $\text{ZrO}_2$ ) dok preostali dio čine stabilizatori i drugi dodatci.

Treba razlikovati cirkon i cirkonij. **Cirkon** je mineral. Kopa se za dobivanje cirkonija. **Cirkonij** je sjajni, svijetlosrebrni tvrdi metal, otporan prema lužinama i kiselinama. Naziv cirkonij (Zr) potječe od arapske riječi *zargon* što znači „zlat-

ne boje“. Cirkon se može i sintetizirati. **Sintetični kubični cirkon** se na tržištu pojavio ranih 1970-ih. **Cirkon i sintetički kubični cirkon** imaju slične nazive, pa ih često poistovjećuju iako se sastoje od različitih sastavnica.  $ZrO_2$  je poznati polimorf i pojavljuje se u 3 alotropske modifikacije: monoklinskoj, kubičnoj i tetragonskoj. Na sobnoj temperaturi je monoklinskog oblika. Na temperaturi od  $1170\text{ }^\circ\text{C}$  prelazi u tetragonski koji na  $2370\text{ }^\circ\text{C}$  prelazi u kubični oblik. Dodatkom nekoliko različitih oksida ( $CaO$ ,  $MgO$ ,  $Y_2O_3$ ,  $CeO_2$ ) postiže se njegova stabilnost i sprječava transformacija. Time nastaje multifazni materijal poznat kao **djelomično stabiliziran cirkonijev dioksid** (PSZ). Stabilizacija u prvome redu znači snižavanje temperature transformacije iz tetragonske u monoklinsku fazu. Dodatkom  $Y_2O_3$  kao stabilizatora poboljšala su se svojstva cirkonijeva dioksida. Glavna značajka itrijsko-cirkonijske keramike (Y-PSZ) jest fino zrnata mikrostruktura (čestice  $< 1\text{ }\mu\text{m}$ ). Takav oblik poznat je kao i **tetragonski cirkonijevi polikristali** (TZP). Ako se radi o PSZ-u, materijal je višefazan, a TZP je jednofazan ili gotovo jednofazan. TZP materijal koji sadržava približno 2 – 3 % mol  $Y_2O_3$  sadržava isključivo čestice tetragonskog oblika. Tetragonska faza TZP-a koja se zadržava pri sobnoj temperaturi ovisi o količini itrijeva oksida, veličini zrna te o jakosti pritiska matrice na njih.

Transformacija rezultira ograničenim povećanjem volumena što dovodi do unutrašnjeg tlačnog naprezanja. Time se reducira daljnja propagacija napuklina i materijal postaje čvršći.

Cirkonij-oksidna keramika ima bolja mehanička svojstva od ostalih biomaterijala. Ima izrazito veliku tvrdoću (HV 1200), savojnu čvrstoću od 1000 – 1300 MPa („keramički čelik“), najveće vrijednosti čvrstoće do loma ( $x = 913 - 1000\text{ MPa}$ ) i Weibullovog modula ( $m = 18,4$ ) što joj osigurava dugu kliničku trajnost. Velike vrijednosti mehaničkih svojstava posljedica su čistoće praha  $ZrO_2$ , određene veličine i raspodjele čestica, industrijskoga sinteriranja, vrućeg izostatičkog prešanja (HIP) i fino zrnate metastabilne mikrostrukture. HIP-om pojačani  $ZrO_2$  otporan je na žvačne sile i do 1000 N.

## LITERATURA

1. Filetin T, Kramer I. Tehnička keramika – Priručnik za primjenu. Zagreb; Hrvatsko društvo za materijale i tribologiju; 2004.
2. Hoeland W, Beall GH. Glass-Ceramic. Technology. 2. izd. The American Ceramic Society/Wiley: New York; 2010.
3. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819-26.
4. Mehulić K. Keramički materijali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga d.o.o.; 2010.
5. McLean JW. The science and art of dental ceramics. U: Chicago: Quintessence; 1979.
6. McCabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 9. izd. Oxford: Blackwell Publishing; 2008.
7. Obradović Đuričić K (ur.). Keramički sistemi u stomatološkoj protetici. Beograd: Stomatološki fakultet Beograd; 2013.
8. Opća enciklopedija. Leksikografski zavod. Zagreb: Grafički zavod Hrvatske; 1978.
9. Price CA. A history of dental polymers. *Aust Prosthodont J.* 1994;8:47-54.
10. Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dent Mater.* 2004;20:198-206.
11. Sakaguchi RL, Powers JM. Craigs' Restorative Dental Materials. 13. izd. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012.
12. Slovenec D, Bermanec V. Sistematska mineralogija – mineralogija silikata. Zagreb: Denona; 2003.
13. Staničić S. Porculan. Zbirka keramike Muzeja za umjetnost i obrt. Zagreb: 2004.
14. Tehnička enciklopedija. Leksikografski zavod Miroslav Krleža. Zagreb; 1987.
15. Vrkljan M. Mineralogija i petrologija – osnove i primjena. Zagreb: Rudarsko geološko-naftni fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2012.
16. Živko-Babić J, Jakovac M, Carek A. Cirkonij keramika u fiksnoj protetici. *Acta Stomatol Croat.* 2005;39:19-23.
17. Weinstein M, Katz S, Weinstein AB. Fused porcelain – to-metal teeth. US patent 3052, 982. 1962.

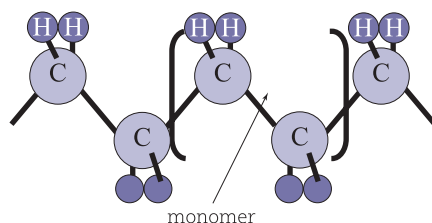
# 11. POGLAVLJE

## Polimeri i polimerizacija

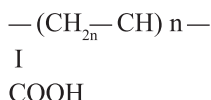
Sonja Kraljević Šimunković, Samir Čimić

Polimeri su tvari čija se molekula sastoji od više (grč. *poly*) dijelova (grč. *meros* – dio). Mer se odnosi na najjednostavniju ponavljajuću kemijsku strukturu iz koje je polimer izgrađen. Molekule iz kojih je izgrađen polimer nazivaju se monomeri. Polimeri mogu biti izgrađeni od različitih tipova monomera: kopolimeri – ako se sastoje iz dvaju različitih monomera, terpolimeri – ako se sastoje od triju različitih monomera, blok-polimeri, ako je veći broj jedne vrste monomera povezan s većim brojem druge vrste monomera. Polimeri nastaju u procesu koji se naziva polimerizacijom, a to je kemijska reakcija u kojoj se jedinice monomera kemijski međusobno povezuju, pri čemu tvore makromolekule (polimere). Polimeri kao skupina materijala imaju međusobno slična svojstva, a variranjem kemijskog sastava, molekularne mase, distribucije molekularne mase, te prostornog rasporeda mera (monomera) mijenjaju se njihova mehanička i fizikalna svojstva.

Polimeri su tvari čija se molekula sastoji od više (grč. *poly*) dijelova (grč. *meros* – dio). Mer se odnosi na najjednostavniju ponavljajuću kemijsku strukturu od koje je polimer izgrađen. Molekule od kojih je izgrađen polimer nazivaju se monomerima. Polimeri mogu biti izgrađeni od različitih tipova monomera: kopolimeri – ako se sastoje od dvaju različitih monomera, terpolimeri – ako se sastoje od triju različitih monomera, blok-polimeri – ako je veći broj jedne vrste monomera povezan s većim brojem druge vrste monomera. Polimeri se kemijski označuju na način da je monomer u zagradi, a supskript (n, m, p) označuje prosječan broj monomera u polimeru (slika 11-1).



Slika 11-1. Molekula monomera.





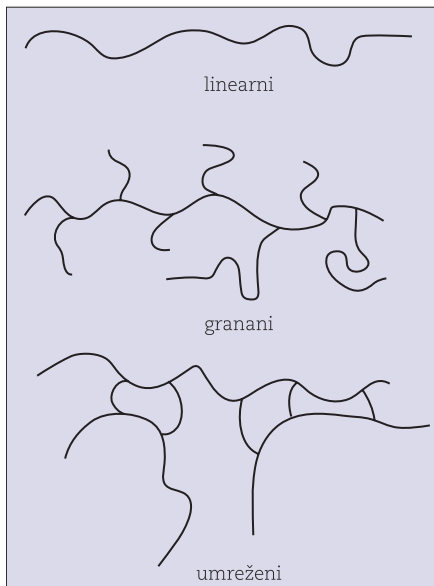
## MOLEKULARNA MASA POLIMERA

Molekularna masa polimera ovisi o vrsti i broju monomera (molekularna masa monomera  $\times$  broj monomera) i varira od više tisuća do više milijuna jedinica molekularne mase.

Broj ponavljanih jedinica neke polimerne molekule naziva se stupnjem polimerizacije. Molekularna masa polimera označuje se kao prosječna molekularna masa s obzirom na to da točan broj monomera varira od molekule do molekule. Frakcije molekula niske, srednje i visoke molekularne mase u materijalu, ili drugim riječima distribucija molekularne mase ima bitan utjecaj na fizikalna svojstva materijala. Prema tome, uzorci dvaju polimetilmetakrilata mogu imati isti kemijski sastav, ali dosta različita fizikalna svojstva jer jedan uzorak ima visoki postotak molekula niske molekularne mase, a drugi uzorak ima visoki postotak molekula visoke molekularne mase.

## PROSTORNE STRUKTURE POLIMERA

Ovisno o prostornoj strukturi polimeri mogu biti: linearni, granani ili umreženi (slika 11-2). Umrežena struktura polimera može rezultirati jednom divovskom molekulom. Umreženi polimeri imaju višu temperaturu tališta naspram linearnih i granatih.



**Slika 11-2.** Linearni, granani i umreženi polimeri.

## TERMOPLASTIČNI I TERMOOTPORNI POLIMERI

Termoplastični polimeri su polimeri koji se zagrijavanjem omekšaju, a stvrđuju se pri hlađenju, pri čemu je proces reverzibilan. Tipičan primjer takvih polimera su poli(metil-metakrilat) (PMMA), polietilen-polivinilacetat i polistiren. Termootporni polimeri su polimeri koji se stvrđnu tijekom procesa izrade, ali se ponovnim zagrijavanjem ne mogu omekšati. Tipični primjeri iz dentalne medicine su umreženi poli(metil-metakrilat), silikoni i cis-poliizopren.

## PROIZVODNJA POLIMERA

Polimeri nastaju u procesu koji se naziva polimerizacijom = kemijska reakcija u kojoj se jedinice monomera kemijski međusobno povezuju, pri čemu tvore makromolekule (polimere).

Proces polimerizacije se može odvijati na mnogo načina, međutim većina polimerizacijskih reakcija spada u dva osnovna tipa: adicijska i kondenzacijska.

**Adicijska polimerizacija** je polimerizacija slobodnim radikalima koja obično nastaje kod nezasićenih molekula koje sadržavaju dvostruke veze. U adicijsku polimerizaciju spadaju polimerizacija slobodnim radikalima, *ring-opening*, i ionske reakcije. U ovom tipu polimerizacije nema nusprodukata (kao kod kondenzacijske). Reakcija se odvija u tri faze:

- inicijacija
- propagacija
- terminacija.

Reakcija je inicirana (inicijacija) slobodnim radikalima (mogu se dobiti na razne načine, npr. toplinom, svjetlošću, peroksidom u tragovima ili drugim kemikalijama). Dovoljna količina slobodnih radikala pri sobnoj temperaturi može se proizvesti s pomoću različitih kemijskih akceleratora. N,N-dihidroksietil-para-toluidin je uobičajeni akcelerator u procesu izrade dentalnih proizvoda. Reakcija inicijacije praćena je reakcijom monomera sa slobodnim radikalom i prebacivanjem slobodnog elektrona na kraj rastućeg lanca (propagacija). Reakcija propagacije se odvija sve dok postoje slobodni radikali. S porastom koncentracije makroradikala za vrijeme trajanja polimerizacije događaju se bimolekularne reakcije novonastalih radikala koji dovode do zaustavljanja ili terminacije same polimerizacije.

**Ring opening polimerizacija**, dvije važne vrste *ring-opening* polimerizacije u stomatologiji su epoksidne i etilenimin reakcije. Epoksidni sustav se rabi u proizvodnji modela iz otisaka uzetih gumastim materijalima, a etilen-imin se rabi u reakcijama stvrdnjavanja polietera (vrsta gumastih materijala za otiske).

**Kondenzacijska polimerizacija** je kemijska reakcija koja rezultira polimerizacijom uz nastanak nekog nusprodukta niske molekularne mase. Tu spadaju polisulfidi i kondenzacijski silikoni.

## PROTETIČKA APLIKACIJA POLIMERA

### Polimetilmetakrilat (PMMA)

Polimetilmetakrilat uveden je u stomatologiju 1937. god. kao materijal za izradu baze proteze. Tako je dobro prihvaćen od strane stomatologa da je do 1946. godine 98 % svih proteza bilo izrađivano iz PMMA-e. Akrilati su u stomatologiji vrlo korisni jer se mogu modelirati u bilo koji oblik i boju kako bi vjerno oponašali zube, gingivu, ili kožu. Akrilati se rabe za izradu baza proteze, umjetnih zuba, materijala za reparaturu proteza, za fasete krunica i mostova, individualne žlice, za-grizne šablone, privremene krunice i mostove, ortodontske retainere, udlage, žlice za izbjeljivanje i maksilofacijalne proteze. Svojstva akrilata za izradu baza proteza su čvrstoća i trajnost, zadovoljavajuća termička svojstva, preciznost i dimenzijska stabilnost prilikom ulaganja i polimerizacije, kemijska stabilnost (i polimeriziranog i nepolimeriziranog materijala), netopljivost i slaba apsorpcija oralnih fluida, manjak okusa i mirisa, biokompatibilnost, prirodni izgled, stabilnost boje, adhezija na akrilat, keramiku i metal, jednostavnost izrade i popravka te smanjenje troškova.

### Izgled i sastav polimera

Akrilati za izradu baze proteze obično dolaze kao prašak/tekućina ili u obliku gela (slika 11-3).

Većina komercijalnih materijala sadržava poli(metil-metakrilat), modificiran malim količinama etila, butila, ili drugih alkilnih metakrilata kako bi se dobio polimer otporan na lom prilikom udarca. Prašak sadržava i inicijator npr. benzoil peroksid, ili diizobutilazonitril za inicijaciju reakcije polimerizacije (kada se tekućina-monomer pomiješa s praškom).

Čisti polimeri, kao npr. poli(metil-metakrilat) su bezbojni, bistri i podložni su dodavanju različitih pigmentata. Različiti pigmenti koji se dodaju radi dobivanja željene boje su živin sulfid, kadmijev sulfid, kadmijev selenid, željezni oksid itd. Pigmenti se mogu adicijskom reakcijom tijekom polimerizacije dodati polimeru, ili mehanički pomiješati s polimerom nakon polimerizacije. Neravnomjerna distribucija pigmenta daje prirodan izgled. Kao opakeri se rabe titanovi i cinkovi oksidi. Obojena sintetička vlakna najlona ili akrilata uobičajeno se rabe kako bi oponašala krvne žilice oralne mukoze. Većina akrilata za izradu baze proteze je transparentna

na rdg-u. Komade frakturiranih proteza ili provizorija koji su aspirirani tijekom traumatske ozljede teško je ili nemoguće locirati. Postoje (manjina) i materijali za izradu baze proteze koji sadržavaju radioopakne elemente (teške metale u nekom obliku) kako bi se poboljšala radioopaknost. Međutim, dodatak tih elemenata rezultira smanjenom otpornošću na lom te promijenjenim izgledom.

**Tekućina u prašak/tekućina sustavima** je metil-metakrilat, ali može biti modificirana drugim monomerima. S obzirom na to da se monomeri polimeriziraju pri povišenoj temperaturi, svjetlošću, ili kisikom u tragovima dodaju se inhibitori kako bi se produljio rok trajanja monomera. Najčešće rabljen inhibitor je hidrokinaon, i to u koncentraciji od 0,003 – 0,1 %. Kada se rabi kemijski akcelerator umjesto topline da bi se ubrzalo raspadanje peroksida i omogućila polimerizacija monomera na sobnoj temperaturi, akcelerator je uključen u tekućinu (monomer). To su najčešće tercijarni amini zastupljeni kod hladno polimerizirajućih, tj. kemijski polimerizirajućih akrilata.

**Gel tip:** postoji akrilat za izradu baza proteza i u obliku gela. Gelovi imaju iste komponente kao i tekućina/prašak akrilati, samo što su u obliku gela te dolaze u obliku debljih ploča. Kemijski akceleratori se ne mogu rabiti kod gela, jer bi inicijator, akcelerator i monomer bili u tijesnom dodiru.



**Slika 11-3.** Akrilat za izradu baze proteze.

## DRUGI MATERIJALI ZA IZRADU BAZE PROTEZE

Postoji nekoliko modificiranih poli(metil-metakrilata) za izradu baze proteze: akrilati za lijevanje, hidrofilni poliakrilati, ojačani akrilati, brzi toplopolimerizirajući akrilati i svjetlosnopolimerizirajući akrilati.

### Akrilati za lijevanje

Kemijski sastav tih akrilata sličan je poli(metil-metakrilat) materijalima koji se polimeriziraju na sobnoj temperaturi. Glavna razlika je u veličini polimernog praha ili kuglica. Akrilat za lijevanje ima mnogo manje čestice praška te kad se pomiješa s monomerom mješavina je dosta tekuća. Mješavina je brzo izlivena u agar-hidrokoloid ili modificirani sadreni odljev, pri čemu se polimerizira pod pritiskom od 0,14 MPa.

Centrifugalno kivetiranje i polimerizacija pod pritiskom su tehnike koje se primjenjuju da bi se mješavina ubacila u kalup (kivetu).

### Ojačani akrilati

Ojačani akrilati su polimeri ojačani butadin-stiren gumom. Čestice gume se povezuju s metil-metakrilatom i stvaraju akrilatni matriks. Ti materijali dolaze u obliku prašak/tekućina i polimeriziraju se kao i drugi toplopolimerizirajući akrilati.

### Brzi toplopolimerizirajući akrilati

Brzi toplopolimerizirajući akrilati su proizvedeni u nastojanju da se proces izrade proteza poboljša i ubrza. To su hibridni akrilati koji se polimeriziraju u kipućoj vodi odmah nakon što su stavljeni u kivetu. Postoji i kemijski i toplinski inicijator kako bi se omogućila rapidna polimerizacija bez potencijalne poroznosti.

### Svjetlosnopolimerizirajući akrilati

Svjetlosnopolimerizirajući akrilati sastoje se od uretan dimetakrilatnog matriksa s akrilnim kopolimerom, mikrofinim silikatnim punilom i fotoinicijatorom. U obliku su pločica glinaste konzistencije. Materijal se adaptira na model dok je

još plastičan. Baza proteze se može polimerizirati bez zuba te rabiti kao zagrižna šablona. Zubi se postavljaju s dodatnim materijalom te se anatomija proteze oblikuje dok je materijal još plastičan. Akrilat se polimerizira u lampi s plavim svjetlom od 400 – 500 nm. Proteza se rotira u komori lampe kako bi se osigurala jednaka osvjetljenost svih dijelova. Svjetlosnopolimerizirajući akrilat se rabi i u druge svrhe u protetici.

## SVOJSTVA AKRILATA ZA IZRADU BAZE PROTEZE

### Čvrstoća

Čvrstoća akrilata je slaba. Tlačna čvrstoća iznosi 76 MPa, a vlačna čvrstoća 55 MPa. Radi usporedbe, amalgam ima tlačnu čvrstoću od 415 MPa. Akrilati ne spadaju u tvrde materijale (Knoop 16 – 18) te posljedično nisu otporni na abraziju. Iako su dosta otporni na zamor materijala (mogu se opetovano svijati prije nego što puknu), lako će se slomiti ako padnu na pod ili umivaonik tijekom čišćenja.

### Toplinska provodljivost

Akrilati slabo provode toplinu i struju. S obzirom na to ponašaju se kao izolatori između oralnih tkiva i vrućih/toplih jela i pića.

### Termički koeficijent ekspanzije

Akrilati imaju viši TKE u odnosu na druge dentalne materijale. Dodatak punila tipa staklo smanjuje TKE. Toplinsko rastezanje akrilata utječe na ležište proteze stoga proteza koja na modelu ima dobro ležište, ne mora imati i u ustima.

### Polimerizacijska kontrakcija

Gustoća monomera metil-metakrilata je  $0,945 \text{ g/cm}^3$  pri  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ , a poli(metil-metakrilata)  $1,18 \text{ g/cm}^3$ . Ovo povećanje gustoće uglavnom se događa zbog 21 %-tnog smanjenja volumena monomera tijekom polimerizacije. Odnos polimera i monomera (praška i tekućine) tijekom miješanja je 3 : 1, što će reći da je slobodna volumetrijska kontrakcija oko 6 %.

Svjetlosnopolimerizirajući akrilat ima nisku polimerizacijsku kontrakciju od 3 %, jer su rabljeni oligomeri više molekularne mase. Treba naglasiti da su vrijednosti linearnog skupljanja dostupne u literaturi dosta manje nego što bi se moglo očekivati s obzirom na slobodno volumetrijsko skupljanje, jer se dio polimerizacije odvija nakon što je akrilat postao solidne konzistencije, što rezultira rezidualnim naprezanjem, a ne dodatnim skupljanjem.

## Dimenzijska stabilnost i preciznost

Ako je proteza dobro uložena i polimerizirana, originalno ležište proteze i dimenzijska stabilnost su dobri. Međutim, previsoka temperatura tijekom poliranja može uzrokovati distorziju.

## Apsorpcija vode i topljivost

Apsorpcija vode isto mijenja dimenzije gotove proteze. Promjena je reverzibilna i ovisi o tome je li proteza u vodenom mediju ili na suhom. Znači, proteza će se volumno povećati kad apsorbira vodu. To povećanje može dijelom kompenzirati polimerizacijsko skupljanje. Međutim opetovano sušenje proteze pacijenti trebaju izbjegavati, jer može doći do distorzije proteze (ireverzibilne).

## Otpornost prema kiselinama, bazama i organskim otapalima

Otpornost proteze prema otopinama koje sadržavaju slabe kiseline ili baze jako je dobra. Dosta su otporne na organska otapala, s tim da je poli(metil-metakrilat) otporniji od polivinil-akrila. Topljivi su u aromatskim ugljikovodicima, ketonima i esterima.

## Svojstva adhezije

Adhezija akrilata na obrađeni metal i keramiku je slaba. Stoga se faseta od akrilata na metalnu osnovnu protetičku konstrukciju ili keramički zubi u protezi moraju učvrstiti s pomoću mehaničkih retencija. Pokazalo se da manjak adhezije između keramičkih zuba i akrilata dovodi do mikropukotine, te stvaranja uvjeta za rast

mikroorganizama, što otežava održavanje proteze čistom. To se može postići uporabom akrilatnih zuba (kemijska veza) ili silanizacijom keramičkih. Organosilani stvaraju vezu između keramike i akrilata.

## Biokompatibilnost

Kompletно polimeriziran poli(metil-metakrilat) ili polivinil-akril jako rijetko uzrokuje alergijske reakcije, ali metil-metakrilatni monomer ili druge komponente u tragovima u monomeru mogu dovesti do kemijskih reakcija. Proteze polimerizirane u procesu s kemijskim akceleratorom (hladna polimerizacija) mogu u gotovim protezama imati dovoljno ostatnog monomera koji može dovesti do alergijske reakcije u pacijenata koji su senzibilizirani na metil-metakrilat. Reakcija se smanjuje kako se ostatni monomer ispire iz akrilata. Može se dogoditi i kod toplopolimerizirajućih akrilata, ali puno rjeđe. Rezidualni monomer se smatra potencijalnim alergenom. Njegova količina se smanjuje precizno izvedenim postupkom polimerizacije (prema uputama proizvođača). Kada se zna da je pacijent patio od alergijskih reakcija toga tipa produljeno polimeriziranje proteze može biti od pomoći (24 prema 8 sati). Vinilakril ili svjetlosnopolimeriziran akrilat je alternativa za takve pacijente.

## Protetički palatitisi

*Candida albicans* je gljivica koja se povezuje s nastankom protetičkog palatitisa (slika 11-4). Protetički palatitisi nastaje kod gornje proteze (puno jači ventil, nema slina da ispire štetne tvari). Uvijek nastaje kod prekomjernog nošenja proteze (pacijenti noću ne vade protezu). Istraživanja su dokazala učinak klorheksidin-glukonata u eliminaciji gljivice. Postoje i drugi učinkoviti načini, npr. antimikotici. Postoje i drugi mikroorganizmi koji imaju tendenciju adheriranja na bazu proteze, tipa *Streptococcus oralis*, *Bacteroides gingivalis*, *Bacteroides intermedius*, *S. sanguis*. Adhezija je, naravno, puno jača na hrapave površine, nego na ispolirane.



Slika 11-4. Protetički palatitisi.



## Poroznost

Poroznost je u polimeriziranom akrilatu karakterizirana s mnogo malih ili mikroskopskih pora. Oslabljuje ga i olakšava nakupljanje ostataka hrane i mikroorganizama, te stvara neugodan miris i mrlje. Poroznost je rezultat gubitka monomera ili neadekvatnog pritiska tijekom kivetiranja. Monomer je jako hlapljiv i može brzo ispariti tijekom doziranja i miješanja praška i tekućine. Monomer može ispariti tijekom tople polimerizacije ako se temperatura naglo diže. Polimerizacija pod pritiskom pomaže da monomer ne ispari te stvara gušći akrilat. Isto tako, kada se kemijski akrilat polimerizira pod pritiskom (tlačni lonac) akrilat je čvršći, manje porozan i ima manje polimerizacijsko skupljanje.

## POLIMERIZACIJSKA REAKCIJA

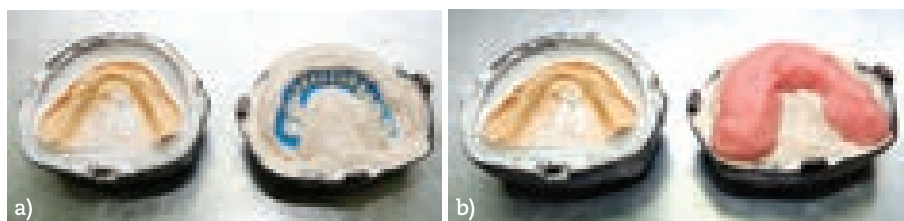
Prašak čine male kuglice PMMA-e i benzoil-peroksid (inicijator). Anorganski pigmenti su dodani kako bi se dobila željena boja. Mala, obojena vlakna dodaju se kako bi se oponašale krvne žilice mukoze. Tekućina sadržava metil-metakrilat, hidrokinon (inhibitor – kako bi se prevenirala preuranjena polimerizacija tijekom skladištenja), te glikol-dimetakrilat kao faktor umrežavanja. Umrežavanje polimera pomaže prevenirati napukline u protezi te poboljšava otpornost na zamor materijala koji može voditi do frakture. Tekućina dolazi u tamnosmeđim bočicama kako bi se zaštitio monomer od UV zraka (preuranjena polimerizacija). Kada se prašak i tekućina pomiješaju kemijski i toplinom, polimerizirajući akrilati prolaze kroz slične faze, samo što kemijski aktivirajući imaju terciarni amin kao aktivator, a toplo polimerizirajući nemaju. Potreban je oprez jer monomer lako hlapi kada se čep ne vrati na bočicu. Njime treba rukovati u dobro ventiliranom području. Treba izbjegavati njegovo produljeno udisanje.

Negativne posljedice polimerizacije su: plinska poroznost zbog vrenja monomera na 100,8 °C, kontrakcijska poroznost zbog nedovoljnog ili neravnomjernog utiskivanja akrilatnog tijesta u prostor kivete ili zbog viška monomera, i granularnost zbog nedovoljne količine monomera pri miješanju, hlapljenja prije utiskivanja ili njegove apsorcije u neizoliranu uložnu sadru.

## Faze polimerizacije

Polimerizacija se odvija u četiri faze:

1. pjeskovita faza – miješanje monomera i polimera; mješavina podsjeća na mokri pijesak, pogotovo kada se miješa
2. ljepljiva faza – nastupa kada čestice praška apsorbiraju tekućinu; mješavina je jako ljepljiva
3. tjestasta faza – prašak upije još više tekućine, te mješavina pređe iz ljepljive u plastičnu konzistenciju
4. gumena faza – kada se s mješavinom više ne može manipulirati te se ne može rabiti za utiskivanje u kivetu (slika 11-5a,b).



**Slika 11-5.** a,b) Akrilatno tijesto u kivetu.

## KEMIJSKI POLIMERIZIRAJUĆI AKRILATI

Polimerizacija kemijski polimerizirajućih akrilata započinje kada tercijarni amin u tekućini aktivira benzoil peroksid u prašku te nastanu slobodni radikali. Hidrokinon u početku inhibira polimerizaciju uništavajući slobodne radikale. Ta reakcija povećava radno vrijeme te se materijalom može upravljati razumnim vremenskim rasponom. Kada se hidrokinon potroši, reakcija se nastavlja odvijati brže i prelazi iz plastične u gumenu fazu. Reakcija je egzotermna, a kada se reakcija završi, materijal je tvrd i čvrst (slika 11-6).



**Slika 11-6.** Kemijski polimerizirajući akrilat.

## TOPLOPOLIMERIZIRAJUĆI AKRILATI

Za izradu baze proteze najčešće se primjenjuje metoda tople polimerizacije koja iskorištava toplinu i pritisak tijekom polimerizacije akrilata. Toplopolimerizirani akrilati prolaze kroz slične faze kao i kemijski polimerizirani.

### Postupak kivetiranja

Nakon što se isprobala postava zuba, te je pacijent dao svoj pristanak za nastavak rada, proteza u vosku (postava zuba), vraća se u laboratorij. Takvu protezu tehničar stavlja u specijalni kalup koji se naziva kiveta. Buduća proteza (vosak), se ulaže u kivetu s pomoću sadre. Kiveta se sastoji iz četiriju dijelova, te se može otvoriti na sredini. Nakon što se kiveta stavi u kipuću vodu da se vosak rastopi, kiveta se otvara i sav se vosak uklanja dok se zubi drže na svom mjestu, jer ih je sadra učvrstila. S obzirom na to da je vosak uklonjen, ostao je prazan prostor za akrilat koji čini bazu proteze.

Prije stavljanja akrilatnog tijesta, sadra se mora izolirati separacijskom tekućinom. Akrilatno tijesto (plastična faza) se umeće u prazan prostor kivete. Toplopolimerizirajući akrilati imaju dulju radnu fazu s obzirom na to da nema tercijarnih amina kao aktivatora. Nakon stavljanja akrilata, kiveta se zatvara pod pritiskom. Zatim se kiveta (i dalje pod pritiskom) stavlja u vodenu kupku s kontroliranom temperaturom na najmanje 8 sati. Toplina aktivira benzoil-peroksid te dolazi do stvaranja slobodnih radikala i same polimerizacije. Pritisak i kontrolirana temperatura minimiziraju poroznost, jer sprječavaju hlapljenje monomera. Sličan se proces primjenjuje kod izrade baze djelomičnih proteza.

### Injekcijska polimerizacija

Neki vinilni akrilati mogu se injekcijski gurati u kivetu dok su u plastičnoj fazi. Kod takvih postupaka smanjeno je polimerizacijsko skupljanje i poroznost. Taj je postupak brži od tradicionalnog načina polimerizacije (slika 11-7).



**Slika 11-7.** Aparatura za injekcijsku polimerizaciju.

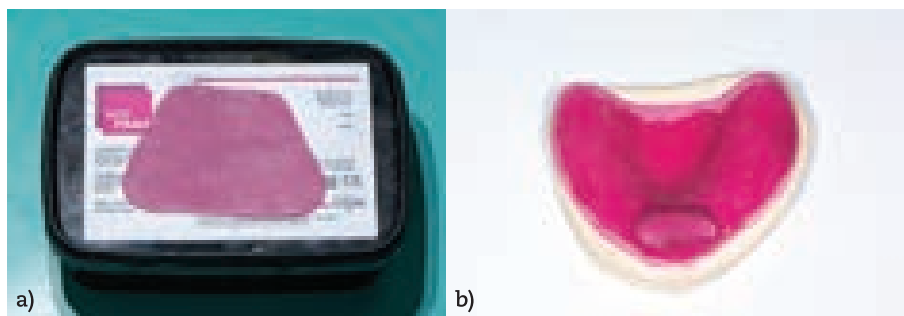
## SVJETLOSNOPOLIMERIZIRAJUĆI AKRILATI

Svjetlosnopolimerizirajući akrilati sadržavaju fotoinicijatore tipa kamforkinon i amine.

Kada se izlože plavom svjetlu, reagiraju stvarajući slobodne radikale te iniciraju reakciju polimerizacije (slika 11-8). Prednost im je ušteda vremena i jednostavnost primjene. Uglavnom se rabe za zagrizne šablone, individualne žlice, te reparature proteza (slika 11-9a,b).



**Slika 11-8.** Lampa za polimerizaciju svjetlom.



**Slika 11-9.** a) Svjetlosnopolimerizirajući akrilat;  
b) Individualna žlica od svjetlosnopolimerizirajućeg akrilata.

## MIKROVALNA POLIMERIZACIJA

U svrhu mikrovalne polimerizacije razvijeni su posebni polimerni materijali, a polimerno tijesto nakon miješanja praha i tekućine uobičajenim postupkom stavlja se u posebne kivete, proizvedene od osobito otpornih umjetnih smola. Nedostatak je što se dobije djelomično porozan materijal (slabija mehanička svojstva). Prednost je što se tim načinom obavlja i dezinfekcija materijala kojim se radi.

## MATERIJALI ZA PODLAGANJE

Postoje meki i tvrdi materijali za podlaganje. Mekci materijali za podlaganje omogućuju tkivu lakše cijeljenje nakon prethodnoga kirurškog zahvata ili, ako je nastao ulkus ispod proteze. Primjenjuju se u terapiji od nekoliko dana do nekoliko tjedana.

### Dugotrajni meki materijali za podlaganje

Dugotrajni meki materijali za podlaganje mogu se rabiti na dulje vrijeme u pacijenata koji imaju problema s proteznom bazom zbog koštanih spikula ili tankog biotipa mukoze na grebenu. Prosječna im je trajnost 1 – 3 godine. Sastoje se od silikonske gume ili akrilata tipa etil-metakrilata ili metil-metakrilata uz dodatak plastifikatora tipa aromatskih estera i alkohola. Iako postoje dugotrajni meki materijali za podlaganje koji se mogu postaviti ambulantno, većina se radi u laboratoriju (hladna ili topla polimerizacija). Problem je što se teško prilagođuju. Nedostatak tih materijala (i akrilata i silikona) jest što ne stvaraju dobru vezu sa starim akrilatom (higijenski problem).

### Kratkotrajni meki materijali za podlaganje

Kratkotrajni meki materijali za podlaganje postavljaju se ambulantno. Ti su *lineri* sposobni readaptirati se prema pacijentovom ležištu, jer imaju visok stupanj tečnosti. Kako se plastifikatori ispiru, materijal postaje tvrdi (slika 11-10).



**Slika 11-10.** Kratkotrajni meki materijal za podlaganje.

## Tvrđi materijali za podlaganje

S vremenom se alveolarni greben resorbira te proteza više ne sjedi čvrsto na grebenu. Proteze mogu opet „dobro držati, dobro sjedati“ uporabom materijala za podlaganje koji će popuniti prostor koji se resorbirao. Većina tih materijala je akrilat sličan ili isti kao i akrilat za izradu baze proteze. Podlaganje se može raditi direktno u ustima (direktno podlaganje), ili u laboratoriju (indirektno podlaganje).

## PROBNE BAZE ZA PROTEZE I INDIVIDUALNE ŽLICE

Probne baze i individualne žlice mogu se izraditi od hladnopolimerizirajućeg ili svjetlosnopolimerizirajućeg akrilata. Individualne žlice od hladnopolimerizirajućeg akrilata moraju se ostaviti 24 sata, da bi se polimerizacija dovršila, jer je u protivnom moguća distorzija otiska. Ako se nema vremena čekati, potrebno je prokuhati individualnu žlicu/zagriznu šablonu 5 min. Svjetlosnopolimerizirajući materijal za izradu individualnih žlica i zagriznih šablona postao je vrlo popularan. Ima mnogo prednosti pred kemijskim: žlice su čvrste, jednostavne za izradu, ne sadržavaju metil-metakrilat, mogu se rabiti odmah nakon izrade, jer nema klinički značajnih dimenzijskih promjena nakon polimerizacije. Nedostatak je što je materijal mnogo skuplji, te što se na njegovu površinu slabije retiniraju otisni materijali (slika 11-11).



**Slika 11-11.** Probne baze od svjetlosno-polimerizirajućeg akrilata s postavljenim zubima.

## AKRILATNI ZUBI

Akrilatni zubi kemijski se vežu za bazu proteze, lako se bruse kako bi se uskladila okluzija ili konturirao oblik zuba, ne troše kontru (prirodni, umjetni zubi, restauracije). Rađeni su u slojevima kako bi se bolje oponašala boja i translucencija prirodnog zuba. Nedostatak im je što su meki te se troše puno brže od keramičkih zuba. Rabe se više od keramičkih jer su rezilijentniji pa se vjeruje da ne opterećuju grebene koliko keramički zubi (slika 11-12).



**Slika 11-12.** Akrilatni zubi za protezu.

## KERAMIČKI ZUBI

Keramički su zubi krhki, čvrsti i jako otporni na trošenje. Ne vežu se za bazu proteze te, zbog toga, moraju imati mehaničke retencije poput metalnih pinova ili retencijskih rupa.

Imaju odličnu estetiku, otporni su na promjenu boje, dok će neki akrilatni zubi imati tendenciju promjene boje tijekom vremena. Nisu indicirani za uporabu ako se u kontri nalazi prirodna denticija ili većina restaurativnih materijala, jer su jako abrazivni. Jače prenose okluzijske sile na greben te, kao takvi, mogu biti čimbenik pacijentove neudobnosti i pogodovati proteznim ulkusima i ubrzanoj resorpciji grebena. Neki pacijenti preferiraju keramičke zube jer imaju bolji osjećaj žvakanja tvrde ili vlaknaste hrane (slika 11-13).



**Slika 11-13.** Keramički zubi za protezu.

## MAKSILOFACIJALNI MATERIJALI

Maksilofacijalni materijali rabe se da bi se ispravili facijalni defekti (operacija tumora, nesreće, kongenitalni defekti). Nos, uši, oči, orbita ili bilo koji drugi dio glave i vrata može se napraviti s tim materijalima. Takve proteze imaju vijek trajanja od 6 mjeseci do nekoliko godina. Skupe su pa si mnogi pacijenti ne mogu priuštiti čestu zamjenu. Postoji više vrsta materijala za njihovu izradu: poli(metil-metakrilat), plastificirani polivinil-kloridi, poliuretani i silikoni.

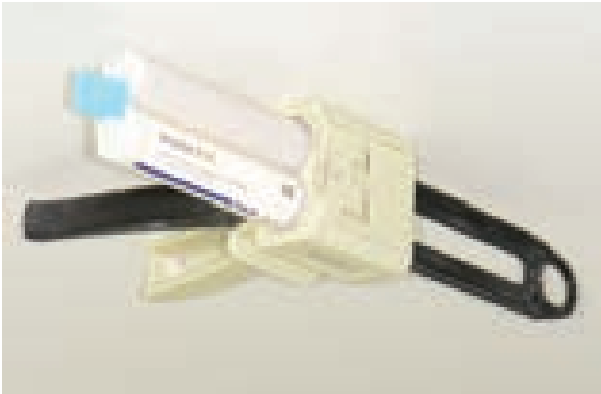
## AKRILATNI MATERIJAL ZA FASETE NA KRUNICAMA I MOSTOVIMA

Prije otkrića napečenja keramike akrilatne su fasete bile jedini način fasetiranja osnovne fiksno protetičke konstrukcije. Danas su u većini indikacija zamijenjene keramikom. Sastav i svojstva slični su im akrilatnim zubima za izradu proteze.



## PRIVREMENE KRUNICE I MOSTOVI

Polimeri za privremene krunice i mostove dobre su estetike i jednostavni su za uporabu. Dolaze u nekoliko nijansi. Mogu biti kemijski i svjetlosno aktivirajući. Danas se sve više rabe kemijski i svjetlosno aktivirajući kompoziti, a manje akrilati (slika 11-14).



**Slika 11-14.** Materijal za privremene krunice i mostove.

## UDLAGE

Udlage se primjenjuju u terapiji pacijenata s temporomandibularnim poremećajima i bruksizmom. Prema sastavu i svojstvima slične su materijalima za izradu baze proteze.

## LITERATURA

1. Gebelein CG, Koblitz FF. Biomedical and Dental Applications of Polymers. New York: Plenum Press; 1981.
2. Morrow RM, Rudd KD, Roads JE. Dental Laboratory Procedures: Complete Dentures, Volume 1. 2nd ed. Maryland Heights: Mosby; 1986.
3. Şahin S. Use of Polymers in Dentistry. U: Hincal AA, Kas HS (ur.). Biomedical Science and Technology. Recent Developments in the Pharmaceutical and Medical Sciences. New York: Springer Science+Business Media; 1998.
4. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 13. izd. Maryland Heights: Mosby; 2011.
5. Sowter JB. Removable Prosthodontic Techniques. Revised ed. Chapel Hill: The University of North Carolina Press; 1987.

# 12. POGLAVLJE

---

## Dentalni cementi

Marko Jakovac

*Dentalni cementi godinama se rabe u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Služe za trajno ili privremeno cementiranje fiksno protetičkih nadomjestaka, podloge i privremene ili trajne ispune. Moraju imati odgovarajuća svojstva kao što su biokompatibilnost, zaštita pulpe, bakteriostatičko djelovanje, dobra reološka, estetska i mehanička svojstva, adheziju i slabu topljivost. Najpoznatiji privremeni cementi su na bazi cinkova oksida dok su se u posljednje vrijeme pojavili i privremeni kompozitni cementi. Privremeni cementi s duljom uporabom rabe se najviše za cementiranje fiksno protetičkih radova na implantatima. U trajne cimente spadaju klasični cementi (cink-fosfatni, karboksilatni i staklenoionomerni) i noviji kompozitni cementi. Dolaze u različitim oblicima, od jednostavnih samoadhezivnih do kompliciranijih koji zahtijevaju obradu zuba i protetičkog rada. Jednako tako postoji više načina polimerizacije kompozitnih cemenata ovisno o vrsti protetičkog rada za koji se rabe.*

*Cementi su iznimno važni za trajnost protetičkog rada kao i uspjeh restaurativnog zahvata pa je stoga potrebno znanje o njihovim svojstvima, sastavu i načinu uporabe.*

Dentalni cementi su materijali koji služe za privremene ili trajne ispune, kao podloge ispod drugih restaurativnih materijala te za trajno ili privremeno cementiranje fiksno protetičkih radova.

Cementi kao dentalni materijali posljednjih su se godina intenzivno razvijali. Do prije nekoliko godina kompozitni cementi su se rjeđe rabili. Njihovim razvojem proširio se raspon indikacija tako da danas sve više zamjenjuju ostale klasične cimente. Od klasičnih cemenata o kojima se dosta pisalo u literaturi u ovom dijelu svijeta preostao je još manji dio koji se rabi u svakodnevnoj praksi. Ono što posljednjih godina zaokuplja proizvođače cemenata su i cementi za cementiranje krunice na implantatu. Za razliku od zuba, kod implantata nije najveći problem sekundarni karijes, već zaostajanje cemenata u sulkusu nakon cementiranja. Takvi

ostatci cementa mogu izazvati upalu i započeti razvoj periimplantitisa. Stoga, bilo bi poželjno da cementi za cementiranje implantata budu topljivi u sulkusu, a da s druge strane to ne umanjuje trajnost veze protetičkog rada i suprastrukture na implantatima. Ta karakteristika kod zuba nije poželjna zbog spomenutog razvoja karijesa na spoju krunice i zuba. U ovom poglavlju uvedena je i nova skupina cemenata koji se nazivaju privremenim cementima za dulji period uporabe koji služe za cementiranje radova na implantatima. Takvi cementi nisu ili su slabo topljivi, ali omogućuju uklanjanje radova s implantata i kontrolu stanja gingive, kao i reparaturu bilo samog protetičkog rada ili rješavanje komplikacija vezanih uz implantate i nadogradnje na implantatima.

U ovom poglavlju bit će opisani i cementi koji se rabe u restaurativnoj stomatologiji kao podloge ispod ispuna.

## SVOJSTVA CEMENATA

Cementi za uporabu u dentalnoj medicini trebaju biti biokompatibilni, ne smiju iritirati pulpu, trebaju imati bakteriostatičko djelovanje, trebaju biti dovoljno čvrsti i ostvarivati kvalitetnu vezu između unutrašnje površine nadomjestka i uporišne strukture, trebaju imati mogućnost aplikacije u tankom sloju i ne smiju narušiti estetiku nadomjestka. Topljivost je svojstvo koje je također važno i ono se razmatra u odnosu na uporišnu strukturu (zub ili implantat).

**Biokompatibilnost** – cementi moraju biti netoksični za pulpu, kao i za meka tkiva. Klasični cementi imaju kiselinu u svom sastavu, a ona može dovesti do iritacije pulpe izbrušenih zuba. Stoga se ti cementi moraju izbjegavati kod jače izbrušenih zuba ili se mora posvetiti posebna pozornost njihovu miješanju. Najčešći problem cemenata danas je moguća alergijska reakcija na pojedini sastojak cementa. Tako se npr. gotovo više i ne rabe cementi koji imaju eugenol jer se eugenol pokazao kao česti alergen.

**Zaštita pulpe** – cementi moraju štititi pulpu od toplinskih utjecaja. To svojstvo je od iznimnog značenja ako se rabe za cementiranje protetičkog rada s metalnom osnovnom konstrukcijom jer su metali dobri toplinski vodiči. U istim slučajevima moraju prevenirati nastanak galvanizma. Cementi koji se stavljaju kao podloga, npr. kod kompozitnoga ispuna (*Sandwich* tehnika) trebaju štititi zube od utjecaja adheziva i kiseline ili npr. kod amalgamskoga ispuna gdje trebaju biti toplinska i elektroizolacija. Nepravilna uporaba nekih adheziva u određenom postotku može

izazvati preosjetljivost zuba na termičke podražaje. Takva preosjetljivost u većini slučajeva nestaje u roku od nekoliko mjeseci. U nekim slučajevima, nažalost, završava i devitalizacijom zuba.

**Bakteriostatičko djelovanje** trebalo bi biti važno za sve vrste cemenata, pogotovo onih za podloge u vrlo dubokim kavitetima.

**Reološka svojstva** – cementi za cementiranje fiksno protetičkih radova trebaju biti dovoljno rijetki kada se zamiješaju kako bi se mogli aplicirati u što tanjem sloju. Pregusti sloj cementa može odizati protetički rad u ustima, čime nastaju okluzijski problemi kao i šira pukotina na rubu krunice i zuba. Cementi za podloge imaju veću gustoću, što im omogućuje dobru aplikaciju i zadovoljavajuću debljinu.

**Mehanička svojstva** su iznimno bitna karakteristika cemenata, posebice čvrstoća. Cementi trebaju ostvariti dobru vezu zuba i krunice. Takva karakteristika je bitna pogotovo ako se cementiraju radovi s kojima nije moguće stvaranje kemijske veze, odnosno adhezije. Osim trenutne jakosti veze, bitno je da sveza traje bez popuštanja kroz period funkcionalne trajnosti nadomjestka.

**Adhezija** je jedna od najvažnijih karakteristika u modernoj dentalnoj medicini. Uspjehom adhezijskih sustava i kompozitnih cemenata danas se mogu pomaknuti granice mogućnosti protetičkih radova u smislu redukcije brušenja zuba jer ako se ostvari dobra adhezija, retencija protetičkog rada u klasičnom smislu nije potrebna. No bitno je istaknuti da se u tim slučajevima adhezija, odnosno kemijska veza mora ostvariti i prema zubu i prema protetičkom radu (npr. staklo-keramika).

**Estetska svojstva** – translucetni radovi kojima se ostvaruju maksimalno dobra estetika zahtijevaju i odgovarajuću boju cemenata. Kompozitni cementi stoga, na tržište dolaze u neutralnoj boji kao i svjetlijim ili tamnijim nijansama jer se promjenom boje cementa može utjecati i na konačnu boju rada. Utjecaj cementa ovisi osim o translucenciji i o samoj debljini rada jer je kod debljih radova utjecaj boje cementa minimalan.

**Topljivost** je svojstvo koje se razmatra s aspekta cementira li se fiksno protetički rad na zube ili implantate. Cementi kojima se cementiraju fiksno protetički radovi na zubima kao i podloge ispod ispuna trebaju biti netopljivi. Ako postoji šira rubna pukotina između krunice i zuba postoji i veća vjerojatnost nastanka sekundarnog karijesa. Iz tog razloga funkcionalna je trajnost radova cementiranih klasičnim cementima kraća od adhezivnog cementiranja kompozitnim cementima. Kod implantata poželjna je topljivost cementa kako bi se smanjila moguća

iritacija gingive od zaostalog cementa. Zaostajanje cementa česta je pojava jer je zbog razlike u širini implantata i vratnog dijela krunice čišćenje otežano.

## KLASIFIKACIJA CEMENATA

Cement se prema ADA (*American Dental Association*) i ISO (*International Standards Organization*) specifikaciji dijele na cemente za:

1. cementiranje fiksnoprotetičkih radova
2. ispune
3. podloge.

S obzirom na to da su cementi koji se rabe u restaurativnoj dentalnoj medicini modificirani ili jednaki cementima za cementiranje protetičkih radova opisan ćemo zajedno. Cementi se mogu podijeliti na:

1. privremene
2. privremene s duljom uporabom
3. trajne.

Privremeni i trajni cementi rabe se za cementiranje fiksnoprotetičkih radova na zubima te u restaurativnoj stomatologiji. Za cementiranje radova na implantatima danas se najčešće rabi posebna skupina privremenih cemenata koji se opisuju kao privremeni cementi za dulji period uporabe iako se mogu rabiti i cementi koji se rabe za zube. Uporabom običnih privremenih cemenata u implantoprotetici često je dolazilo do odcementiranja protetičkog rada i učestalih dolazaka pacijenta u ordinaciju dentalne medicine. Ako se pak rabe trajni cementi, ne postoji mogućnost reparature suprastrukture ili protetičkog rada.

## PRIVREMENI CEMENTI

U privremene se cimente ubrajaju cementi kojima se fiksno protetički rad cementira na kraće vremensko razdoblje. Većina takvih cemenata su na bazi cink-oksida i dolaze na tržište u različitim oblicima. Najnovija skupina privremenih cemenata je na bazi kompozitnih materijala. Ti su cementi prema kemijskom sastavu vrlo slični onima za privremeno cementiranje na dulje razdoblje koji se rabe za cementiranje suprastruktura na implantatima. Privremeno cementiranje fiksno protetičkoga rada na zubima ne smije biti dulje od 6 tjedana zbog opasnosti od nastanka karijesa. Taj problem ne postoji kod fiksno protetičkih radova nošenih implantatima.

**Cinkov oksid s eugenolom** najstariji je oblik privremenog cementa, rabi se od 1884. godine i danas je gotovo napušten zbog eugenola i njegove alergogenosti, ali i smanjenja adhezije kompozita ili kompozitnog cementa nakon uporabe toga privremenog cementa.

Prema sastavu najveći je dio ZnO i kolofonij, koji se miješaju s eugenolom.

**Cinkov oksid bez eugenola** najčešće je rabljeni privremeni cement na tržištu. Dolazi u obliku dviju pasta, baze i aktivatora, koje se miješaju u jednakim omjerima. Takvim se cementima kratkotrajno cementiraju fiksno protetički radovi za koje je potrebna proba funkcije u ustima.

Obično se takvi radovi cementiraju u roku od najviše nekoliko tjedana (slika 12-1).



**Slika 12-1.** Privremeni cement na bazi cinkova oksida bez eugenola.

**Cinkov oksid i cinkov sulfat** novija je vrsta privremenog cementa. Dolazi u kitastom obliku i polimerizira se u dodiru sa slinom ili svjetlosno. Vrlo se često rabe upravo one vrste koje se polimeriziraju samo u dodiru sa slinom. Sastoje se od kalcijeva fosfata koji u dodiru s vlagom te cinkovim oksidom i cinkovim sulfatom dovode do polimerizacije materijala tijekom pola sata (slika 12-2). Osiguravaju dobro rubno zatvaranje i služe kao privremeni cementi nakon endodontske terapije ili brušenja zuba za *inlay*. Sadržavaju i fluoride za zaštitu pulpe nakon dubokih preparacija.



**Slika 12-2.** Privremeni cement za privremene ispune.

**Adicijski silikon s cinkovim oksidom** najnovija je generacija privremenih cemenata koja je prema sastavu polidimetilsiloksan i cinkov oksid. Jednostavno se aplicira i čisti iz kaviteta, a služi za privremeno cementiranje protetičkih radova. Cement se sastoji od dviju pasta i dolazi u *automix* obliku. Karakteristika su mu jednostavna aplikacija i čišćenje.

**Kompozitni privremeni cementi** su nova skupina privremenih cemenata prilagođenih cementiranju krunica i mostova na zubima (slika 12-3). Prednost takvih cemenata je neutralna boja, odnosno translucencija pa je stoga pogodan za privremeno cementiranje visokoestetskih radova u prednjem dijelu usne šupljine. Cement se rabi i za privremeno cementiranje na dulje razdoblje (ne dulje od 6 tjedana) privremenih protetičkih radova pri oralnoj rehabilitaciji pacijenata. Prema kemijskom sastavu su: dimetaakrilati 56 % i punila 43 %. Ostalo čine katalizatori, stabilizatori i pigmenti. Jednostavan je za aplikaciju i čišćenje.



**Slika 12-3.** Kompozitni cementi za privremeno cementiranje.



## PRIVREMENI CEMENTI ZA DULJI PERIOD UPORABE

Privremeni cementi za dulji period uporabe nova su skupina cemenata koja se pojavila na tržištu. Radi se o kemijski različitim cementima koji služe za cementiranje protetičke suprastrukture na implantatima. Općenito je poznato da se implantološke protetičke suprastrukture mogu retinirati na dva načina, vijčano ili cementiranjem. Cementiranje protetičkog rada na suprastrukturu je tehnika koja je slična cementiranju na zubima pa stoga dio kliničara preferira upravo takvu vrstu retencije. Međutim, osnovni problem cementiranja je otežano čišćenje cementa iz sulkusa. Brojna znanstvena istraživanja pokazuju da se u više od polovine cementiranih radova mogu naći ostatci cementa u sulkusu nakon čišćenja. Stoga mogućnost laganog čišćenja cementa je iznimno bitno svojstvo cemenata za cementiranje protetičkih radova na implantatima. Važno je naglasiti da ako suprastrukture ne osiguravaju dovoljnu visinu (2 mm ili manje) te imaju veću angulaciju koja im ne omogućuje zadovoljavajuću retenciju treba pribjegavati trajnom cementiranju da ne bi došlo do spontanog odcementiranja nadomjestka cementiranog tom skupinom cemenata.

**Kompozitni privremeni cementi za dulji period uporabe** rabe se za cementiranje suprastrukture na implantatu (slika 12-4). Osim mogućnosti uklanjanja nadomjestka ima i svojstvo jednostavnog čišćenja, radiokontrastnost, jednostavnost primjene (*automix* sustav) i svjetlosno ili kemijsko polimeriziranje.

Ima i estetska svojstva klasičnih kompozitnih cemenata. Nisu topljivi. Sastoje se od dimetaakrilata 50 – 52 %, punila 45,5 %, katalizatora, stabilizatora i pigmenta (titan dioksid).



**Slika 12-4.** Kompozitni dugotrajni privremeni cement za cementiranje na implantatima.

### **Cink-oksidni cementi s dodatkom metaakrila-**

**ta** imaju svojstva slična kompozitnim cementima za privremeno cementiranje na dulje vrijeme. Kemijski sastav čini im cinkov oksid uz dodatak metaakrilata čime su poboljšana svojstva glede polimerizacije i trajnosti u odnosu na klasične cink-oksid cimente.

## TRAJNI CEMENTI

Skupina trajnih cemenata rabi se dugi niz godina poglavito za cementiranje protetičkih radova na zubima, ali i radova na implantatima. Postoji cijeli niz kemijski različitih cemenata u toj skupini od kojih su se neki zadržali u uporabi do danas. Trajni cementi su podijeljeni prema ISO standardu 9917 na klasične u čiju skupinu spadaju cink-fosfatni, polikarboksilatni i staklenoionomerni cementi dok drugu skupinu čine cementi na bazi polimera, odnosno kompozitni cementi. U modernoj fiksnoj protetici trend je cementiranje kompozitnim cementima, iako treba naglasiti da i klasični cementi imaju svoje indikacijsko područje.

U poglavlju će se opisati cementi koji su još uvijek u značajnijoj primjeni. Cementi poput silikatnih ili silikofosfatnih imaju samo povijesno značenje i stoga ih se neće opisivati (izbačeni su iz kliničke prakse zbog svoje toksičnosti).

### Cink-fosfatni cement

Cink-fosfatni cement je u uporabi od 1879. godine i bio je zlatni standard u fiksnoj protetici. Rabio se za gotovo sva cementiranja nadomjestaka s metalnom osnovnom konstrukcijom te kao podloga ispod amalgamskih ispuna kako bi se pulpa štitila od toplinskih podražaja koji bi nastali zbog toplinske provodljivosti metala, odnosno amalgama (slika 12-5).



Slika 12-5. Cink-oksifosfatni cement.

Danas se taj cement sve manje rabi zbog smanjene uporabe amalgama u konzervativnoj terapiji, ali i uvođenjem potpunokeramičkih materijala u fiksnu protetiku. Taj je cement u tako dugoj uporabi zbog niza dobrih svojstava. Svakako treba naglasiti trajnost veze između unutrašnje površine nadomjestka i uporišnoga zuba. Međutim, ima i dva negativna svojstva. Prvo je topljivost. Ta karakteristika nije toliko naglašena ako postoji dobro rubno zatvaranje protetičkog rada i zuba, međutim, protetički radovi katkad nemaju zadovoljavajuće rubno zatvaranje i pukotine su veće čak i od 200  $\mu\text{m}$ . U tim slučajevima postoji mogućnost razvoja karijesa na zubnom vratu. Drugo negativno svojstvo je kiselost koja može ugroziti vitalnost zuba. Kiselost proizlazi iz kemijskog sastava, tako da mu je pH 3,5 pri cementiranju, a tek nakon nekoliko dana je gotovo neutralan (pH 6,9).

Sastoji se od praška i tekućine s tim da je prašak ZnO 80 – 90 %, MgO 8,3 %, SiO<sub>2</sub> 1,4 %, a tekućina H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 38,2 %, H<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> (u spoju sa Zn i Al) 16,2 %, H<sub>2</sub>O 36 %. Cement se miješa na hladnoj staklenoj pločici. Na brzinu vezanja može se utjecati temperaturom pločice i brzinom dodavanja praha tekućini. Hladna pločica i sporije dodavanje praha produljuje vezanje, što može biti vrlo korisno kod cementiranja velikih radova s puno nosača. Kod cementiranja s cink-fosfatnim cementom iznimno je bitna suhoća radnog polja. Slina i vlažan zub prekidaju vezanje cementa.

Cement se još uvijek rabi, ali isključivo za klasične radove koji uključuju metalne osnovne konstrukcije i eventualno za cirkonij-oksidge mostove. Danas postoji niz novih cemenata koji nemaju takvu kiselost i topljivost pa se ovaj cement sve rjeđe rabi u praksi.

## Polikarboksilatni cementi

Kod polikarboksilatnih cemenata orto-foforna kiselina je zamijenjena poliakrilnom kiselinom (slika 12-6). Upravo uvođenjem poliakrilne kiseline smanjuje se negativni učinak kiselosti i smanjuje se topljivost cementa. Osim toga, uvođenjem te kiseline u cimente počinje i era adhezivnog cementiranja. Pri vezanju cementa dolazi do spajanja cinka s poliakrilnom kiselinom preko karboksilne skupine, a osim toga karboksilna se skupina veže s kalcijem iz cakline i dentina. Time se ostvaruje kemijska veza tog cementa sa zubom.

Negativna strana tog cementa je mali modul elastičnosti (rabi se za zone manjeg opterećenja) i velika kontrakcija. Prema kemijskom sastavu prašak je cinkov oksid 50 – 90 %, aluminijev oksid 10 – 40 % i magnezijev oksid 0 – 10 %, a tekućina se sastoji od poliakrilne kiseline i vode u gotovo jednakim omjerima. Taj je cement rijetko u uporabi u modernoj fiksnoj protetici.



Slika 12-6. Polikarboksilatni cement.

## Staklenoionomerni cementi

Staklenoionomerni cementi se prvi put spominju u 60-im godinama prošlog stoljeća, međutim tek u 70-ima je počela njihova klinička primjena. Taj je cement nastao u želji da se iskoriste dobra svojstva silikatnog i polikarboksilatnog cementa. Postoji više različitih klasifikacija tog cementa i najnovija je sljedeća:

1. Tradicionalni staklenoionomerni cementi
  - a) za cementiranje
  - b) za ispune
  - c) za podloge
2. Staklenoionomerni cementi modificirani metalnim česticama
  - a) *Miracle mix*
  - b) *Cermet cement*.
3. Svjetlosno-polimerizirajući – dodana HEMA (hidroksietil-metaakrilat) u tekućinu
4. Hibridni staklenoionomerni cementi / smolama modificirani
  - a) kompozitni cementi kojima su punila zamijenjena sa staklenoionomernim česticama
  - b) stakla (ne stvrdnuta) dodana u kompozit.

Staklenoionomerni cementi se sastoje od praška i tekućine. Prašak se sastoji od različitog omjera silicijeva dioksida, aluminijskog oksida, aluminijskog i kalcijeva fluorida. Tekućinu je u početku činila poliakrilna kiselina no zbog tendencije stvaranja gela dodana je itakonska kiselina. Uz njih dodaju se i maleična te tartarična kiselina (slika 12-7).



Slika 12-7. Staklenoionomerni cement.

Kiselina i vodikovi ioni reagiraju s površinom stakla i na taj način dolazi do stvrdnjavanja cementa, ali glavna prednost cementa je reakcija poliakrilne kiseline (karboksilne skupine) i kalcijevih iona iz cakline i kolagena iz dentina. Što se tiče dobrih svojstava tih materijala valja spomenuti:

1. adhezija za tvrde zubne strukture
2. slaba topljivost
3. termički koeficijent ekspanzije sličan dentinu
4. otpuštanje fluora
5. visoka tlačna čvrstoća.

Negativna svojstva staklenoionomernih cemenata su:

1. trošenje
2. dimenzionalne promjene (pri stvrdnjivanju dolazi do skvrčavanja, a u vlazi do širenja)
3. neprozirnost
4. grubost površine
5. slaba savojna čvrstoća.

Zbog spomenutih negativnih svojstava staklenoionomernim cementima dodavala su se različita punila kako bi se smanjilo trošenje i povećala mogućnost uporabe u restaurativnoj dentalnoj medicini. Često se rabe za cementiranje fiksno protetičkih radova gdje se iskorištava njihova mogućnost adhezije i karijesprotektivna uloga (otpuštanje fluora). Za razliku od ostalih cemenata, staklenoionomerni cementi imaju manju osjetljivost na vlagu. Unatoč tome svakako je poželjno sušenje zuba (ne presušiti!) pri cementiranju jer cement ipak nije potpuno dimenzijski stabilan u vlažnome mediju. U restaurativnoj medicini materijal se rabi za podloge kod *sandwich* tehnike izrade ispuna. Kod takve tehnike ispod kompozita se stavlja sloj podloge staklenoionomernih cemenata koji osigurava karijesprotektivnu ulogu i dobru vezu sa zubom i kompozitom. Međutim, u eri moderne adhezije takva je podloga često suvišna. Cement se rabi još za zatvaranje kanala nakon endodontske terapije, kod pokušaja direktnog ili indirektnog prekrivanja nakon otvaranja pulpe i kao ispuni u dječjoj dobi ili eventualno trajnoj denticiji gdje ne postoji mogućnost jačeg trošenja gradivnoga materijala.

Treba naglasiti da je prilikom stvrdnjivanja i unutar 24 sata cement jako osjetljiv na utjecaj vlage ili presušivanje tako da se površina izložena usnoj šupljini treba izolirati premazima koji osiguravaju potpuno stvrdnjivanje cementa u neutralnom okruženju. Pri uporabi tog cementa potrebno je za većinu komercijalnih staklenoionomernih cemenata obraditi površinu prije aplikacije cementa poliakrilnom kiselinom.

## Kompozitni cementi

Kompozitni cementi danas postaju sve zastupljeniji u dentalnoj medicini. Kompozitni materijali se rabe dugi niz godina u restaurativnoj dentalnoj medicini. U obliku cemenata polako istiskuju ostale cemente u fiksnoj protetici i ortodonciji. Velika prednost tog cementa prema drugima je mogućnost adhezije za tvrde zubne strukture preko adhezivnog sustava, zatim netopljivost u vlažnom mediju, izuzetna mehanička i estetska svojstva. Upravo estetska svojstva, kao što su boja i translucencija uz adheziju, potaknula su razvoj translucentnih keramičkih materijala. Nijedan drugi cement nije bio zadovoljavajući u tom segmentu jer potpunokeramičkom protetičkom radu s translucentnom keramikom opakni i bojom neodgovarajući cement može narušiti konačni izgled nadomjestka u ustima. Osim toga, adhezija cementa i keramike povećava konačna mehanička svojstva keramičkoga rada nakon cementiranja pa keramike s malom savojnom čvrstoćom mogu izdržati veće žvačne sile.

Nakon cementiranja s kompozitnim cementom nastaje tzv. monoblok zub-kompozit-keramika.

Prema kemijskom sastavu kompozitni cementi se sastoje od umjetne smole (di-metaakrilati i drugi metaakrilatni monomeri), anorganskih punila (različiti udio i sastav ovisno o proizvođaču), katalizatora, stabilizatora i pigmenata. Samojetkajuća adhezivna komponenta dolazi ili u sklopu cementa ili izvan njega. Uz to postoje u cementima aktivatori za kemijsko ili svjetlosno polimeriziranje ili čak obje komponente.

Upravo zbog toga, kompozitni cementi dolaze u više različitih oblika s obzirom na način polimerizacije. Tako se razlikuju kemijski i svjetlosno polimerizirajući kompozitni cementi. U novije vrijeme cementi dolaze i u tzv. dualnoj mogućnosti polimerizacije tako da terapeut može sam odlučiti želi li čekati kemijsko stvrdnjavanje ili ubrzati proces svjetlosnim polimeriziranjem. Takvi cementi imali su u sebi aromatskih amina zbog kojih je moglo doći do diskoloracije tankih protetičkih radova. Danas proizvođači izbacuju aromatske amine iz sastava tako da na tržištu prevladava cement s „dualnom“ polimerizacijom, dok se manji dio odnosi na samo svjetlosno polimerizirajuće cemente (slika 12-8). Oni se danas rabe isključivo za estetske ljuske gdje kemijska polimerizacija nije potrebna zbog izrazito tankih radova i mogućnosti prolaska svjetlosti kroz njih. Uporaba takvih cemenata omogućuje samostalno određivanje trenutka polimerizacije što je bitno pri zahtjevnim cementiranjima kao što su cementiranje za estetske ljuske. Samo kemijsko-polimerizirajući cementi danas se rijetko nalaze u primjeni.

Osim prema načinu polimerizacije kompozitni cementi mogu doći u dva oblika ovisno o adhezivu. Prvu skupinu čine cementi koji trebaju pripremu kaviteta s adhezivom, dok su najjednostavniji tzv. samoadhezivni cementi. Cementi koji trebaju predobradu s adhezivom ostvaruju bolja adhezivna svojstva i rabe se većinom za cementiranje potpunokeramičkih radova sa staklenom fazom dok samoadhezivni cementi češću primjenu imaju kod cementiranja metal-keramičkih ili cirkonij-oksidnih radova. Kod posljednjih, veza se ostvaruje mehanički, a i protetički radovi izrađeni od ovih materijala izuzetnih su mehaničkih svojstava tako da nije potrebno rabiti kompliciranije sustave od samoadhezivnih.



**Slika 12-8.** Kompozitni cementi s „dualnom“ i svjetlosnom polimerizacijom.

Ovisno o tehnici cementiranja kompozitnim cementima potrebne su često i dodatne pripreme za cementiranje. Tako kod cementiranja potpunokeramičkih radova od glinične keramike, kao i keramika sa staklenom fazom potrebno je jetkanje keramike fluorovodičnom kiselinom (HF) i obrada silanom. Danas na tržištu postoje i preparati koji tu pripremu skraćuju tako da se HF i silan nalaze u istoj bočici (slika 12-9).

S druge strane, zub se prije cementiranja kompozitnim cementom jetka ortofosfornom kiselinom. Postoje tri tehnike jetkanja – *total etch* (kiselina se nanosi i na dentin i caklinu), *selective etch* (kiselina se nanosi samo na caklinu, a dentin se jetka kiselinom iz adheziva) i *self etch* (zub se obrađuje samo kiselinom iz adheziva bez dodatnog jetkanja). Zbog mogućnosti preosjetljivosti kod *total etch* tehnike, kao i slabije adhezije *self etch* tehnike preporučuje se *selective etch* tehnika.

Kompozitni cementi rabe se u fiksnoj protetici za cementiranje svih indirektnih restauracija te u ortodontici za lijepljenje bravica. Njihova su svojstva svakim danom bolja i stoga se može očekivati da će ti cementi preuzeti glavnu ulogu za trajna cementiranja.



**Slika 12-9.** Preparat fluorovodične kiseline i silana.



## LITERATURA

1. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:67-76.
2. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J (Isfahan).* 2013;10(4):411-20.
3. Lazić B. Cementi. U: Jerolimov V. *Osnove dentalnih materijala.* Zagreb: Stomatološki fakultet u Zagrebu; 2005, 113-22.
4. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health.* 2014;6(1):116-20. Epub 2014 Feb 26.
5. Magne P, Besler U. *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biometric Approach.* Michigan: Quintessence Publishing Co. Inc; 2002.
6. O'Brein. *Dental materials and their selection.* 4. izd. Quintessence Publishing Co.; 2008. str. 134-60.
7. Rödiger M, Rinke S, Ehret-Kleinau F, Pohlmeier F, Lange K, Bürgers R, Gersdorff N. Evaluation of removal forces of implant-supported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(3):233-40.
8. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics.* 3. izd. St. Louis: Mosby; 2001. str. 765-81.
9. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):280-301.
10. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler JC. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 4. izd. Michigan: Quintessence Publishing Co. Inc; 2012.

# 13. POGLAVLJE

---

## Materijali za otiske

Denis Vojvodić

*Otisnim materijalima registriraju se oralne strukture, odnosno s pomoću njih se dobiva njihov „negativ“. Postupkom otiskivanja prenosi se situacija iz usta pacijenta u zubni laboratorij. Otisni materijali moraju zadovoljiti određene uvjete; moraju biti precizni, dimenzionalno stabilni, elastični, kompatibilni s materijalima za izlivanje otiska, moraju imati mogućnost jednostavne primjene, biti neškodljivi i ugodni za pacijenta, otporni na trganje i mogućnost dezinfekcije. Otisni se materijali dijele na neelastične (klasične) i elastične (suvremene). Elastični otisni materijali se dijele na sintetičke elastomere i hidrokoloide. Elastomeri se prema kemizmu dijele na polisulfide, silikone i polietere. Ovisno o načinu kemijske reakcije vezivanja razlikuju se dva tipa silikona; kondenzacijski i adicijski.*

Kako bi se u zubotehničkom laboratoriju moglo izraditi različite vrste protetičkih radova (krunice, mostovi, pomične proteze itd.) i ortodontskih naprava potrebno je imati precizan model – reprodukciju oralnih struktura pacijenta. Za ostvarivanje tog zadatka danas se rabe suvremeni otisni materijali, a sam se postupak naziva uzimanje otiska („otiskivanje“). Otisni se materijal u usnu šupljinu unosi u plastičnom stanju prikladnom žlicom za otiske te, pritiskom na oralne strukture, poprima (registrira) njihov „negativan“ oblik, odnosno može se reći kako se nakon stvrdnjivanja otisnog materijala u ustima zapravo stvara precizan „negativ“ – tzv. otisak (slika 13-1).

Stvrdnjivanje otisnog materijala odvija se kemijskom reakcijom ili pak hlađenjem otisnog materijala u relativno kratkom vremenu. Nakon vađenja stvrdnutog otisnog materijala iz usta pacijenta i ulijevanjem materijala za izradu modela (najčešće sadre) u otisak te njegovim stvrdnjivanjem, ponovno se dobiva „pozitiv“ gotovo identičan strukturama u ustima pacijenta, tzv. model. Gotovo identičan, jer ni najprecizniji otisak uz najpreciznije izlivanje ne daje model koji je identična replika, već tome može samo težiti. Samo pravilan odabir otisnog materijala, besprijekoran klinički postupak otiskivanja, pravilan odabir materijala za izlivanje i besprijekoran laboratorijski postupak mogu dati model dovoljno kvalitetan da



**Slika 13-1.** Otisak – negativ oralnih struktura iz sintetičkog elastomernog materijala.

se na njemu može izraditi dobar protetički rad – nadomjestak. Pritom su moguće pogreške kumulativne. Jedna vodi u drugu, multipliciraju se, rezultirajući tada neadekvatnim protetičkim radom. Iz toga razloga mora se, osim vrsno izvedene ključke faze otiskivanja, znati i što se može i mora očekivati od kojeg otisnog materijala.

Svaki otisni materijal ima svoje prednosti i nedostatke i nijedan nije besprijekoran. No svi dijele jedno svojstvo da, ako se pravilno uporbavaju, mogu dati modele (odljeve) dovoljno točne da se na njima mogu izraditi klinički besprijekorni protetički radovi. No postoje razlozi zašto i kada se izabire neki materijal. Tako je, naprimjer, važno vrijeme koje će proteći od otiskivanja do izlivanja modela, jer različiti materijali imaju i različitu dimenzionalnu stabilnost. Neki se moraju izliti odmah (hidrokoloide), dok neki mogu „odležati“ i nekoliko sati pa i dana (adicijski silikoni, polieteri). Stoga u ovisnosti o predvidivom protoku vremena do izlivanja otiska valja birati i odgovarajući otisni materijal.

Isto tako, bitan je i materijal za izlivanje otiska, pa se tako hidrokoloide otisci mogu izljevati samo u sadri, a ne i u smolastim materijalima.

Razvidno je kako otisni materijali moraju zadovoljavati određene uvjete, od kojih su najvažniji:

- **preciznost:** jer o njoj ovisi i preciznost izrade nadomjestka. Izrađeni protetički rad nikako ne može biti precizniji od otiska iz kojeg je izliven radni model. Za preciznost otisnog materijala bitna su njegova reološka svojstva koja mu omogućuju da tijekom unosa u usta bude dovoljno niske viskoznosti kako bi se precizno otisnuli i najfiniji detalji. Iz tog razloga otisni materijal mora imati određeno vrijeme manipulacije tijekom kojega nema znatnijeg povećanja vi-

skožnosti, kako bi se precizno otisnule sve strukture, dok povećanje viskoznosti otisnog materijala nastupa tek tijekom procesa vezivanja – otvrdnjivanja;

- **dimenzionalna stabilnost:** dimenzionalne promjene vezane za reakciju vezivanja, tj. otvrdnjivanja materijala moraju biti neznatne isto kao i dimenzionalne promjene tijekom pohranjivanja otiska (do izlivanja);
- **elastičnost:** nakon vezivanja, otisni materijal mora biti elastičan kako bi se tijekom vađenja otiska iz usta potkopana (podminirana) mjesta samo elastično deformirala i potom se vratila u svoj prvotni (otisnuti) oblik bez iskrivljenja (distorzije);
- **kompatibilnost** – s materijalima za izlivanje otisaka, kako otisni materijal ne bi imao negativan utjecaj na materijal za izlivanje (najčešće sadru) i time doveo do površinskih oštećenja modela;
- **jednostavna primjena** – ne zahtijeva skupu opremu i komplicirane postupke izvođenja;
- **neškodljivost** – otisni materijal mora biti netoksičan i antialergen;
- **ugodnost za pacijenta** – ugodan okus i miris, primjereno vrijeme vezivanja i lagano vađenje iz usta;
- **otpornost na trganje** – kako ne bi došlo do trganja otiska tijekom vađenja iz usta, odnosno manipulacije u laboratoriju, no pritom ne smije dolaziti do deformacije otiska;
- **moгуćnost dezinfekcije:** kako otisak ne bi bio izvorom zaraze u laboratoriju.

Otisni materijali koji su niže viskoznosti manje komprimiraju i pomiču oralna meka tkiva i nazivaju se mukostatičnima, za razliku od viskoznijih materijala koji su mukokompresivni.

Otisni materijali se dijele na neelastične – klasične otisne materijale i elastične – suvremene otisne materijale. U klasične otisne materijale spadaju:

- sadra,
- kompozicijski termoplastični materijali,
- paste cinkova oksida s eugenolom i
- razni voskovi

koji se rijetko ili više uopće ne rabe kao otisni materijali već samo kao pomoćni materijali pri otiskivanju i/ili registraciji međučeljusnih odnosa.

Elastični – suvremeni otisni materijali dodatno se dijele na sintetičke elastomere (gumaste materijale – zbog sličnosti gumi kad su u stvrdnutom stanju) i hidrokoloidne.

## SINTETIČKI ELASTOMERI

Svojstva koje sintetički elastomeri moraju zadovoljavati kontroliraju različite internacionalne norme, a u Europi se najviše rabe:

- *International Organization for Standardization* – ISO 4823
- *Deutsches Institut für Normung* – DIN13913
- *British Standards Institution* – BSI 4269

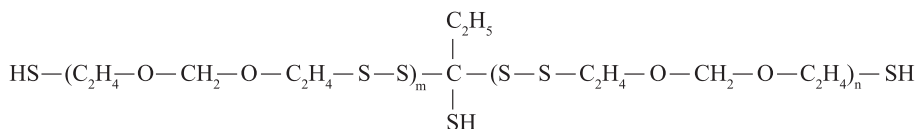
Navedene norme klasificiraju sintetičke elastomere u tipove i kategorije prema konzistenciji i najvažnijim svojstvima (npr. preciznost, otpornost na deformaciju, vrijeme miješanja, vrijeme manipulacije, kompatibilnost prema materijalu za izlivanje – sadri, itd.).

U SAD-u se rabi norma Američke stomatološke udruge ANSI/ADA *Specification No. 19 for Non Aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials*. Ova jednostavna norma dijeli sintetičke elastomere u četiri klase prema:

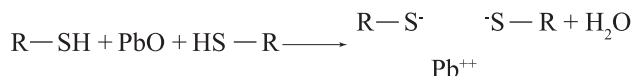
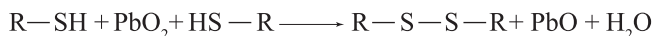
- **viskoznosti** (mjeri se dijametar 1 mL otisnog materijala pritisnutog između 2 staklene pločice i što je veći dijametar to je niža viskoznost):
  - klasa 1 – vrlo gusti – konzistencije staklarskog kita
  - klasa 2 – gusti
  - klasa 3 – srednji
  - klasa 4 – niski
- **kemizmu:**
  - tip I – polisulfidi,
  - tip II – silikoni,
  - tip III – polieteri.

### Polisulfidi

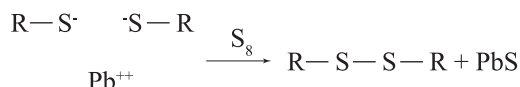
Polisulfidi su bili prvi gumasti materijali primijenjeni u otisnim postupcima još 1953. godine. To su polikondenzacijski spojevi alkaličnih polisulfida (npr. Na-tetrasulfid) i alifatskih dihalogenida. Osnovu tih materijala čine polisulfid sa SH-skupina (merkaptan) (vidi formulu).



Materijal obično dolazi u dvije tube kao paste koje se međusobno miješaju kako bi započela kemijska reakcija – vezivanje. Osnovna pasta sadržava oko 80 % polisulfid polimera i 20 % punila, najčešće  $\text{TiO}_2$ , a obično je bijele boje zbog boje punila. Pasta reaktora (ponekad se naziva i katalizator, akcelerator ili aktivator), obično je smeđe boje jer sadržava oko 77 % olovnog dioksida ( $\text{PbO}_2$ ) koji izaziva polimerizaciju (polikondenzacija) otisnog materijala (vidi formulu).



U sljedećoj reakciji pojavljuje se umreženje ionskim vezama. No to i nije poželjno jer takva kemijska struktura otisnog materijala, kada je pod napetošću (pritisak tijekom uzimanja otiska), može dovesti do trajne deformacije otiska. Stoga se polisulfidnom otisnom materijalu još dodaje sumpor koji mu daje stabilnost nakon vezivanja.



Zbog mogućeg štetnog djelovanja na živo tkivo prvotni reaktor – olovni dioksid u novijih je polisulfida zamijenjen magnezijevim ili cinkovim oksidom, odnosno cinkovim karbonatom (ujedno manje prljaju tkanine). Sumpor, oko 3 %, daljnji je sastojak paste reaktora, kojoj se još dodaje oko 20 % ulja (kloriranog parafina, stearin, ili neki od estera) kako bi se dobila pasta prikladne viskoznosti.

Loše karakteristike tog materijala su neugodan miris po sumporu, smeđa boja (od olovnog oksida) koja može trajno zaprljati odjeću i ljepljivost dok je još nepolimeriziran (tijekom unošenja u usta). Osim toga dugo je i vezivanje materijala u ustima (10 – 12 min) što ga čini neugodnim za pacijenta i ordinarijusa. S druge strane, visoka vlažnost u zraku (više od 60 %) i tek nešto povišena temperatura (već 25 °C) skraćuju vrijeme manipulacije materijalom, jer polimerizacija započinje i prije no što se materijal postavi u usta, što pak izaziva iskrivljenje (distorziju) otiska uz posljedično neprecizan model. Dobre je otpornosti na trganje. No umjesto trganja, tijekom vađenja otiska iz usta, može doći do distorzije materijala.

Tijekom polimerizacije materijal se ponešto skvrčuje (nepreciznost modela!), stoga je bolje rabiti ga u individualnim akrilatnim žlicama (nego u konfekcijskim) kako bi se smanjila količina materijala. Polimerizacijska kontrakcija je u postotku jednaka, no mjereno u mikrometrima skvrćavanje ili kontrakcija je manja pri uporabi

manje količine materijala. Ako se ipak rabi u konfekcijskim žlicama (više materijala!), tada je bolje rabiti tehniku korekturnog otiska, kada se nakon stvrdnjivanja (polimerizacije) prvotnog materijala otisak „korigira“ niskoviskoznim materijalom koji ocrtava fine strukture, ali i kompenzira polimerizacijsku kontrakciju prvotnog materijala. Loša strana polisulfida je i njihova hidrofobnost, tj. slaba mogućnost ovlaživanja površine vodom (vlažni medij usne šupljine) što ima negativan utjecaj na sam postupak otiskivanja, ali i izlijevanja otiska u sadri.

Nakon stvrdnjivanja završena je prva faza polimerizacije – stvrdnjivanje, no sam proces polimerizacije traje još desetak minuta nakon čega je poželjno otisak izliti unutar jednog sata. Nakon toga vremena smanjuje se dimenzionalna stabilnost polisulfidnog materijala, a time i sam otisak doživljava dimenzionalne promjene što pak smanjuje preciznost radnog modela, a posljedično i protetičkoga rada.

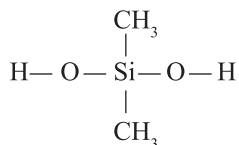
Iako relativno jeftini, zbog navedenih negativnih svojstava polisulfidni materijali sve se manje rabe.

## Silikoni

Silikoni (polisiloksani) su makromolekularni kondenzacijski produkti silicijevih spojeva u kojima se najjednostavniji lanac silikona sastoji od naizmjenično poređanih atoma silicija i kisika (vidi formulu):

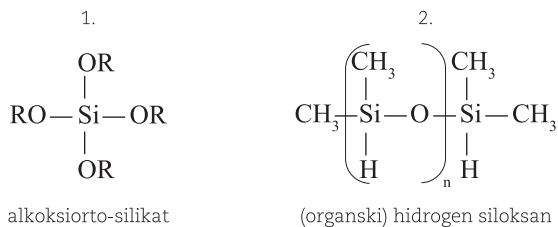


Na takve lance nadograđuju se različiti organski radikali čineći između ostaloga i osnovni sastojak silikona – hidroksidimetilpolisiloksan (vidi formulu).



Taj materijal također dolazi na tržište kao dvokomponentan materijal. Osnovni materijal je u plastičnom stanju (različitih viskoznosti), a stvrdnjuje, odnosno prelazi u elastično stanje djelovanjem reaktora koji može biti u obliku paste ili tekućine.

Reaktor sadržava aktivator kemijske reakcije, obično neki organski spoj kositra, kao npr. kositreni dibutil-aurat. Reaktor sadržava i sredstvo za umreženje alkoksiorito-silikat ili njegov polimer kao npr. polietilsilikat ili pak organski hidrogen-siloksan (vidi formule).



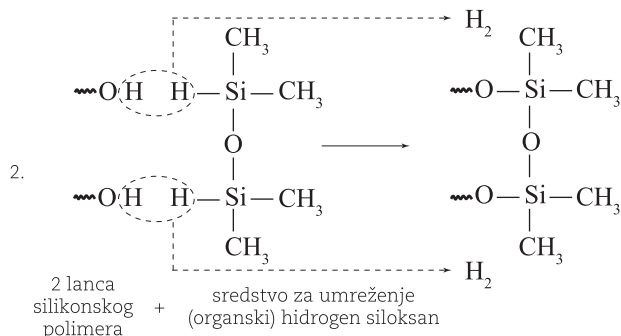
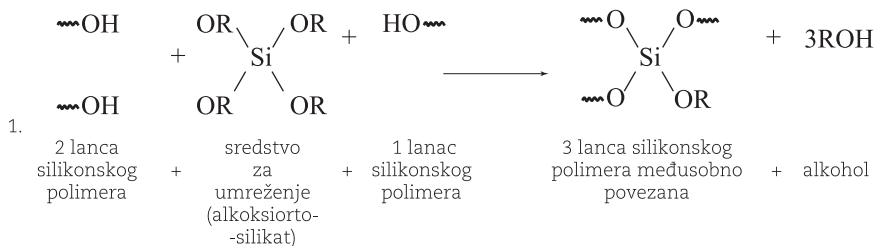
Konzistencija, odnosno viskoznost tih materijala, ovisi o punilima koja sadržavaju silicijev, cinkov i titanov oksid te kalcijev i barijev sulfat, zatim se dodaju i parafin, silikonsko ulje niske viskoznosti, otvrđivači, korigenski i boje.

Ovisno o načinu kemijske reakcije njihova vezivanja razlikuju se dva tipa silikona:

1. kondenzacijski i
2. adicijski.

### Kondenzacijski silikoni (polisilanoli)

Kondenzacijski silikoni (polisilanoli) su bili sljedeći gumasti materijali koji su se pojavili na tržištu 1955. god. i nadrasli su neke nedostatke polisulfida, no neke i nisu. Osnovu kondenzacijskog tipa silikona čini polisiloksan s OH-skupinama, tako da se pri njegovu vezanju oslobađaju nusprodukti, u prvom redu alkohol ili vodik (vidi formule).





Otpuštanje nusprodukata tijekom kemijske reakcije vezivanja karakteristično je za tu vrstu sintetičkih elastomera. Ako se oslobađa alkohol to rezultira gubitkom materijala na masi i njegovim skvrčivanjem, odnosno nepoželjnim dimenzijskim promjenama. Ako se, pak, oslobađa vodik, on može izazvati i „nagrizanje“ površinskog sloja sadre kojom se izlijeva otisak, što ponovno ima za posljedicu neprecizan radni model, odnosno njegovu površinu.

Za razliku od polisulfida ti materijali su bez mirisa i mogu se obojiti u bilo koju boju (pogodno za označivanje različitih viskoznosti materijala), te im je kraće vrijeme vezivanja u ustima (6 – 8 min). To ih čini prihvatljivijim za uporabu od polisulfida, osobito s aspekta ugodnosti za pacijenta. Također su manje osjetljivi na vlagu i temperaturu zraka; nažalost, njihova dimenzijska stabilnost nešto je lošija nego kod polisulfida. Loša strana tih silikona, kao i polisulfida, jest i slaba mogućnost ovlaživanja površine što proizlazi iz njihovog izrazito hidrofobnog karaktera (iz tog se razloga silikoni rabe i kao brtvila u industriji), a manifestira se dvojako. Prvo, za uzimanje preciznog otiska potrebna je apsolutna suhoća prepariranih zuba i područja gingivnog sulkusa gdje se nalazi „najvažniji“ dio preparacije (zaobljena ili pravokutna stuba), a što je često teško postići. Drugo, otežano je izlijevanje samog otiska u sadri bez uključevina zraka (tzv. blazne – odnosno defekti u sadri).

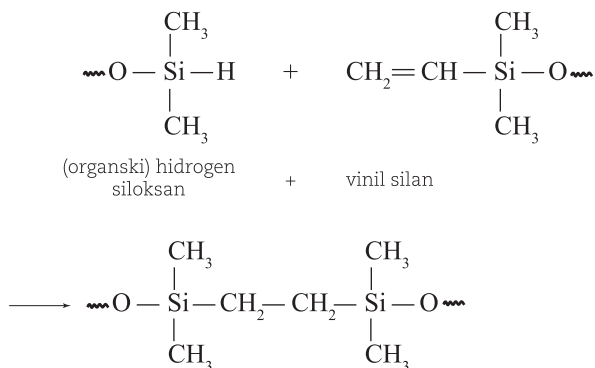
Razumljivo, jer voda iz zamiješane sadre teško vlaži hidrofobnu površinu polimeriziranog kondenzacijskog silikona i teško se po njoj širi – razlijeva.

Dimenzionalna nestabilnost kondenzacijskih silikona (kao i polisulfida) proizlazi iz tipa polimerizacije (kondenzacijska) pri kojoj se tijekom kemijske reakcije izdvaja nusprodukt kao kondenzat (najčešće alkohol, vodik ili voda), a čijim isparavanjem dolazi do kontrakcije materijala, odnosno smanjene preciznosti otiska. Stoga je i taj materijal bolje rabiti u individualnim akrilatnim žlicama, odnosno rabiti tehniku korekturnog otiska (kada se primjenjuje u konfekcijskim žlicama) kako bi se kompenzirala polimerizacijska kontrakcija.

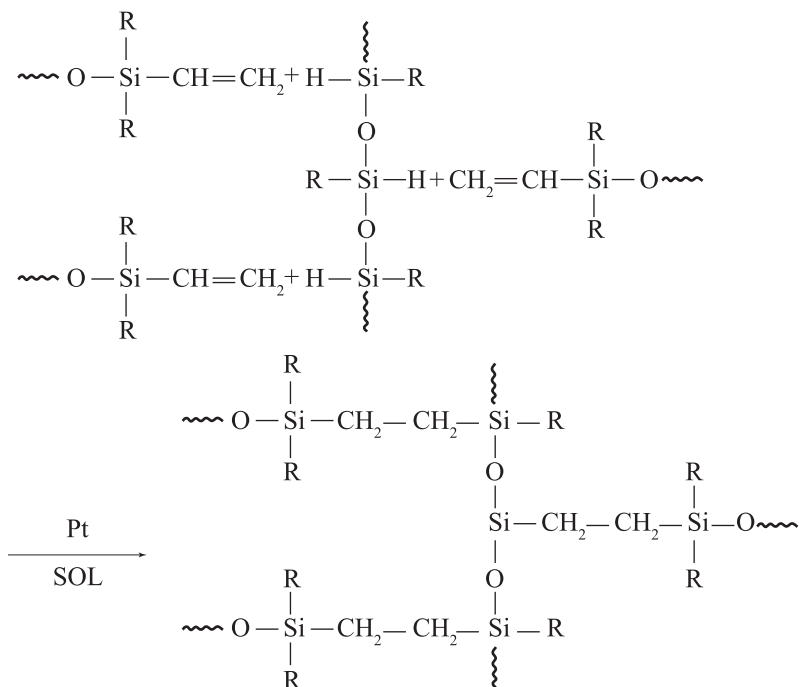
### Adicijski silikoni (polivinilsiloksani)

Adicijski silikoni posljednji su se pojavili od elastomernih materijala, tek sedamdesetih godina prošlog stoljeća. Taj su naziv dobili jer polimeriziraju adicijskom reakcijom, pri čemu nema stvaranja nusprodukata, a što rezultira odličnom dimenzijskom stabilnošću i preciznošću. Adicijski silikoni također dolaze na tržište kao dvokomponentni materijali, a sastavljeni su od organskog hidrogensiloksana

i složenog silanskog spoja s vinilskim skupinama (vidi formulu). Reaktor je spoj koji sadržava plemeniti metal, obično platinske soli (npr.  $H_2PtCl_6$ ).



Takve reakcije vode do stvaranja umrežene silikonske gume (vidi formulu).

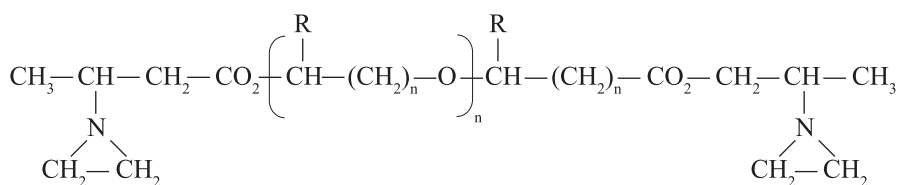


Kao i kondenzacijski silikoni ti bi materijali trebali biti hidrofobni, no tvorničkim dodavanjem surfaktanata (sredstva za ovlaživanje) tijekom proizvodnje dobivaju hidrofila svojstva s poboljšanom mogućnošću ovlaživanja površine. Nakon otiskivanja

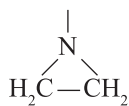
i stvrdnjivanja (polimerizacije) otisci su osjetljivi na vlagu, pa moraju biti pohranjeni na suhom, kako bi zadržali dobru dimenzijsku stabilnost (daleko bolja od kondenzacijskih silikona) koja omogućuje izlijevanje otisaka i nakon više od jednog dana. Čvrstoća im je veća od kondenzacijskih silikona i polisulfida, a manja od polietera. Značajka je da su osjetljivi na manipulaciju s rukavicama koje sadržavaju lateks. Ditiokarbamati koji se tijekom proizvodnje lateks rukavica dodaju kako bi pospješili vulkanizaciju, tj. kao akceleratori te reakcije, reagiraju s adicijskim silikonom usporujući njegovu reakciju vezivanja (stvrdnjivanja). Stoga taj materijal, kad je vrlo guste, kitaste konzistencije, valja miješati golim rukama ili pak rukavicama na bazi silikona.

## Polieteri

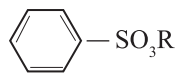
Polieteri su u uporabi od 1960. godine kada su razvijeni u Njemačkoj. Na tržište također dolaze kao dvokomponentni materijal. Osnovnu pastu čini nezasićeni polieter s krajnjim iminskim skupinama, te plastifikatori i razna punila (vidi formulu).



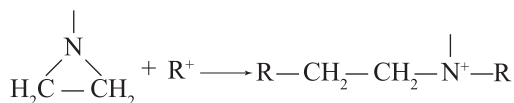
Pastu reaktora čine: jedan aromatski sulfonat (npr. benzen sulfonski ester), također plastifikatori i punila. Pomiješane paste polimeriziraju kationskom polimerizacijom. Kation potječe od reaktora (benzen sulfonski ester) koji dodan iminskoj skupini uzrokuje otvaranje njezina prstena (vidi formule):



iminska  
skupina



benzen  
sulfonski ester



što pak uvjetuje otvaranje novog prstena te slijedi kaskadna reakcija do potpune polimerizacije pri čemu je osnova novog polimera kopolimer tetrahidrofurana i etilen oksida.

Tijekom polimerizacije nema nusprodukata, što rezultira dobrom dimenzijskom stabilnošću.

Polimerizacijska kontrakcija je izrazito mala, manja od svih polimera koji polimeriziraju pri sobnoj temperaturi, no termički koeficijent ekspanzije (TKE) je veći nego kod silikona i polisulfida.

Vrijeme vezivanja u ustima je kratko (oko 5 min), što ga čini ugodnim za pacijenta. No uočene su alergijske preosjetljivosti (rijetke) u obliku iznenadnog pečenja, bockanja i opće nelagode u ustima. Stoga valja biti oprezan kod pacijenata koji u anamnestičkim podatcima navode alergije, te tada valja radije izabrati neki drugi elastomerni materijal. Već spomenuta dimenzijska stabilnost omogućuje izlijevanje otisaka i nakon dulje od jednog dana, ako se pohranjuje u suhim uvjetima. Kako je to hidrofilan materijal vrlo je pogodan za otiskivanje u vlažnom mediju usne šupljine i izlijevanje u sadri, no do izlijevanja otiske valja čuvati u suhom mediju jer apsorbira vlagu iz zraka, te tada doživljava dimenzijske promjene.

Polieter kao materijal za otiske ima i nekih nedostataka. Vrlo je čvrst nakon stvrdnjavanja, tako da se teško vadi iz otisnutih podminiranih područja, pa se tijekom vađenja iz usta čak mogu ekstrahirati nebrušeni, a parodontopatični zubi. U laboratoriju je pak problematično odvajanje sadrenog modela od otiska, jer se zbog čvrstoće i neelastičnosti polieterskog otisnog materijala lako polome sadreni zubi. Zato sadra kojom se izlijevaju takvi otisci mora biti velike čvrstoće (tip IV) i do kraja vezana – osušena.

## Hibridi (vinil-polieteri)

Hibridi (vinil-polieteri) najnovija su vrsta otisnih materijala koja kombinira gradivne elemente i dobra svojstva adicijskih silikona i polietera. U novostvoreni materijal polieterska komponenta donosi hidrofilna svojstva (bez uporabe surfaktanta), a silikonska (adicijska) donosi ugodan okus (*spearmint*) i miris. Na tržište dolazi u obliku dviju pasta koje se međusobno miješaju. Reaktor je platinski spoj osjetljiv na puder (talk) iz rukavica koji može dovesti do kontaminacije materijala, tada s posljedičnim utjecajem na reakciju vezivanja.

Prema navodima proizvođača takav materijal je dimenzijski stabilan, elastičan i dobre otpornosti na trganje. No svakako su još potrebna opsežna istraživanja kako bi se sa sigurnošću preporučio za uporabu u širokoj kliničkoj praksi.

## PRIPREMANJE SINTETIČKIH ELASTOMERA ZA OTISKIVANJE

Sintetički elastomeri su dvokomponentni materijali (osnova i reaktor) koji se energičnim miješanjem određenih količina obiju komponenata moraju dovesti u plastično stanje pogodno za uzimanje otiska. U pripremi sintetičkih elastomera razlikuju se dvije faze:

- doziranje (proporcionalizacija) i
- miješanje.

Doziranje ili proporcionalizacija prethodi miješanju, a sastoji se u određivanju ukupne količine otisnog materijala, koja pak ovisi o veličini područja koje otiskujemo (tj. otiska), i na doziranje količine reaktora u odnosu na osnovni materijal. Potom se materijal miješa do postizanja homogene smjese što je uvjet za kvalitetan otisak. Zato su najčešće komponente materijala različite boje kako bi se i vizualno moglo pratiti „izjednačavanje“ boje materijala, odnosno dobivanje homogene smjese. Vrlo gusti – kitasti materijali dolaze na tržište u plastičnim posudama, a priložene plastične žličice služe kao jedinica mjere kojoj se dodaje propisana količina reaktora (određuje ju proizvođač!) (slika 13-2). Nakon dodatka reaktora materijal se mijesi rukama, kao tijesto, uz uporabu rukavica, kako se reaktor (u obliku paste ili tekućine) ne bi upio u kožu, te tako doveo do loše kvalitete otisnog materijala (manjak reaktora koji se upio) ili pak alergijske reakcije kože osobe koja ih miješa. Ponovno valja pripomenuti kako su adicijski silikoni osjetljivi na lateks iz rukavica (ditiokarbamati!), što može utjecati na kvalitetu otiska. Stoga adicijske silikone kitaste konzistencije valja miješati rukavicama bez lateksa (silikonske), od-



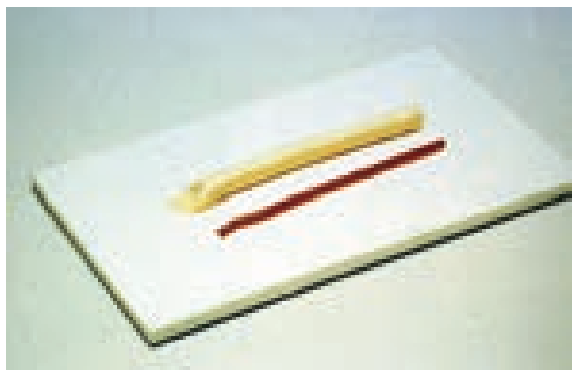
**Slika 13-2.** Otisni materijal kitaste konzistencije u spremnicima – osnova i reaktor (različite boje!).

nosno golim rukama jer je i reaktor, obično, u obliku kitastog materijala te nema upijanja komponenti u kožu osobe koja miješa materijal (slika 13-3).



**Slika 13-3.** Miješanje kitastog otisnog materijala (adicijski silikon) do postizanja homogene konzistencije – izjednačavanje boje!

Kod materijala srednje i niže viskoznosti obje se komponente obično nalaze u tubama, i tada se, najčešće na podlogu od masnog papira (blok za miješanje otisnog materijala), istiskuje potrebna količina obiju komponenti, u omjeru koji propisuje proizvođač. Blokovi za miješanje od „masnoga“ papira obično sadržavaju i mjerilo u centimetrima kako bi se lakše odredila jednaka dužina komponenti. Najčešće su potrebni različiti volumeni osnove i reaktora, no različitom širinom otvora tube kroz koji se istiskuju i naznačenom jednakom dužinom materijala taj volumni omjer lako se kontrolira (slika 13-4). Miješanje se obavlja metalnom špatulom (većom od onih za miješanje cemenata), a potezi miješanja su široki kako bi se u međusobni kontakt doveli svi dijelovi osnovnog materijala i reaktora. Za vrlo rijetke materijale preporučuje se miješanje u plastičnim posudicama kako ne bi došlo do razlijevanja materijala.



**Slika 13-4.** Sintetički elastomer u pasti na podlozi za miješanje od „masnog“ papira. Osnova materijala – blijedožuta, pasta reaktora – crvena.

Prema međunarodnim standardima vrijeme miješanja iznosi 30 – 60 sekundi na temperaturi 23 °C ( $\pm 2$  °C) i relativnoj vlazi 50 % (+ 5 %). U fazi doziranja i miješanja sintetičkih elastomera važno je strogo pridržavanje naputaka proizvođača, jer će svaka improvizacija imati utjecaja na svojstva otisnog materijala i time posljedično i na kvalitetu otiska. Stoga se sve više proizvođača odlučuje na pakiranje otisnih materijala u tzv. kartuše koje imaju dva odvojena spremnika koji sadržavaju komponente sintetičkog elastomera. Na kartušu se stavlja plastična cijev (aplikator) za jednokratnu uporabu koja u sebi sadržava spiralu kojom se dvije komponente ravnomjerno miješaju. Kartuša se postavlja u „aplikacijski pištolj“ za istiskivanje materijala, a pritiskom na obarač „pištolja“ istiskuje se potrebna količina otisnog materijala direktno u otisnu žlicu i/ili na zubne strukture u ustima pacijenta. Time je uvelike olakšana priprema materijala i omogućeno pravilno doziranje komponenti, što opravdava ponešto višu cijenu tako pakiranih otisnih materijala (slika 13-5).

Postoje također i električni uređaji za miješanje otisnih materijala u koje se stavljaju komponente otisnog materijala u originalnim pakiranjima, a uređaj sam pravilno dozira omjer komponenti materijala, dok mi samo određujemo potrebnu količinu (slika 13-6). Pritiskom na dugme uređaja istiskuju se komponente materijala iz spremnika i miješaju kroz cijevasti nastavak s unutrašnjom spiralom.



**Slika 13-5.** Sintetički elastomer u kartušama (2 spremnika – osnova i reaktor) i aplikacijski „pištolj“.



**Slika 13-6.** Električna mješalica otisnoga materijala.

## VEZIVANJE SINTETIČKIH ELASTOMERA – POLIMERIZACIJA

Vezivanje (otvrdnjivanje) sintetičkih elastomera praktički započinje od kontakta osnovnog materijala i reaktora, tj. već od samog početka miješanja. Pojavljuju se prve elastične čestice koje se s vremenom umnažaju i umrežuju, što dovodi do potpunog vezivanja otisnoga materijala i njegova prelaska iz plastičnog u elastično stanje. U vezivanju sintetičkih elastomera razlikuju se dvije faze:

- očvršćivanje materijala – što u kliničkom smislu dopušta vađenje otiska iz usta bez deformacija
- potpuna polimerizacija materijala – nastavlja se i nakon vađenja otiska iz usta i traje kod nekih materijala i do jednog sata. Tijekom toga vremena moguće su još neke dimenzijske promjene otisnog materijala (vrijeme nestabilnosti), a tek njihovim završetkom nastupa vrijeme pogodno za izlivanje otiska.

U kliničkom radu dobar pokazatelj završetka prve faze vezivanja je jednostavan test koji se provodi pritiskom tupim instrumentom (npr. kuglica nabijača za amalgam) ili noktom na površinu otisnoga materijala, nakon čega ne ostaje impresija već se utisnuti dio gotovo trenutno „vraća“ u prvobitni položaj. Nakon tog „testiranja“ otisak se ostavlja u ustima još 1 – 2 minute kako bismo bili posve sigurni da je cjelokupan otisni materijal „očvrstnut“ – stvrdnut. Ta prva faza vezivanja elastomera, zavisno od njegova kemijskog sastava i viskoznosti (konzistencije), traje od 5 do 10 min. U ukupnom vremenu rada sa sintetičkim elastomerima tijekom postupka otiskivanja razlikuje se:

- vrijeme miješanja
- vrijeme manipulacije (punjenje žlice za otisak i namještanje žlice u ustima pacijenta) i
- vrijeme vezivanja (polimerizacije).

Zbroj svih faza za suvremene otisne materijale iznosi od 8 do 12 min. Poželjni su takvi otisni materijali koji imaju relativno dugo vrijeme manipulacije (što je povoljno za manje iskusnog ordinarijusa), a što kraće vrijeme vezivanja (postupak otiskivanja je ugodniji za pacijenta). Na ukupno vrijeme rada sa sintetičkim elastomerima utječu i temperatura okoline, vlaga, atmosferski tlak te eventualno dodavanje usporivača (retardera) polimerizacijske reakcije.

No oni se ne preporučuju za uporabu zbog negativnog utjecaja na svojstva otisnog materijala.



Klinički bitna fizikalna svojstva sintetičkih elastomera su osim već spomenute konzistencije i:

- preciznost
- elastičnost i
- dimenzijska stabilnost.

Preciznost se očituje u mogućnosti reprodukcije najsitnijih detalja. Prema međunarodnim standardima ta preciznost mjeri se mogućnošću otiskivanja ureza širine 75, 50, odnosno 20 mikrometara, urezanog u čelični blok. Današnji materijali su vrlo precizni, čak toliko da to zapravo prelazi potrebu za preciznošću u široj kliničkoj praksi. Kako je već opisano, preciznost ovisi i o polimerizacijskoj kontrakciji koja nastaje tijekom vezivanja (polimerizacije) otisnih materijala. Na preciznost utječe i TKE otisnih materijala koji je najveći kod polietera, potom silikona, a najmanji kod polisulfida. Valja imati na umu da se otisni materijal (otisak) hladi već vađenjem otiska s temperature usne šupljine na sobnu temperaturu. Ako se tome dodaju i moguće promjene vanjske temperature prilikom transporta otiska do laboratorija (ako nije na istoj lokaciji) koje u zimskim mjesecima mogu biti i znatne, evidentan je utjecaj TKE na preciznost otiska.

Stoga, ako je već došlo do promjene temperature, treba pričekati s izlivanjem otiska do povratka njegove temperature na sobnu kako bi smanjili moguće dimenzijske promjene.

Donekle se te dimenzijske promjene mogu smanjiti uporabom adheziva na žlicama za otiske (osobito individualnim).

Elastičnost sintetičkih elastomera očituje se sposobnošću da se u polimeriziranom stanju pod utjecajem određene sile mogu privremeno deformirati, a nakon prestanka njezina djelovanja vratiti u prvobitno stanje. Klinički (praktičan) značaj te elastične deformacije je što se deformacije nastale prigodom vađenja otiska iz usta, tj. prelaskom polimeriziranog otisnog materijala preko izbočenih mjesta, nakon nekog vremena gube, tj. materijal se vraća u prvobitni položaj. Mjerenja elastičnosti otisnih materijala izvode se tako da se obavi istezanje materijala, tj. deformacija u iznosu od 10 % njegova volumena i trajanju od 30 sekunda, a potom se mjeri postotak njegove preciznosti, odnosno sposobnost vraćanja otisnog materijala u prvobitni položaj. Kako su polieteri nakon vezivanja najčvršći otisni materijali najteže ih je izvaditi iz usta ako ima potkopanih mjesta. Dimenzijsku stabilnost karakteriziraju promjene sintetičkih elastomera nakon njihova vezivanja

pa do vremena izlijevanja otiska. Ovisi ponajprije o kontrakciji ili ekspanziji polimeriziranih otisnih materijala ovisno i o mediju u kojem su odloženi. Kako je već istaknuto, neki se materijali skvrčuju isparivanjem nusprodukata polimerizacije (kondenzacijski silikoni!) ili pak mogu bubriti, ako se odlažu u vlažnom mediju, zbog svoje hidrofilnosti (polieteri).

Sažimajući često različita mišljenja i preporuke, proizlazi da otiske učinjene sintetičkim elastomerima nije poželjno izlijevati u vremenu do 30 minuta nakon vađenja iz usta, a to vrijeme može iznositi i do 2 sata kod nekih materijala. To je vrijeme potrebno za potpuni završetak polimerizacije otisnog materijala, tj. njegovo definitivno vezivanje. Nakon tog vremena neki materijali, poput adicijskih silikona i polietera, mogu biti odloženi bez posljedica i nekoliko dana, ako su pohranjeni u suhoj sredini, dok se kondenzacijski silikoni moraju izliti u roku do 6 sati nakon vađenja iz usta. Poslije tog vremena linearna kontrakcija kondenzacijskih silikona prelazi 0,5 %, što je, prema standardima, gornja granica deformacije otisnog materijala koja se još klinički može tolerirati.

## HIDROKOLOIDI

U skupinu elastičnih materijala za otiske spadaju i hidrokoloidi, no prema svom sastavu bitno se razlikuju od sintetičkih elastomera. Za razumijevanje strukture tih materijala potrebno je razlikovati koloid od solucije (otopine), odnosno suspenzije. Solucija (otopina) je homogena smjesa u kojoj su male molekule ili ioni otopljeni u otapalu (npr. vodi, pa se govori o vodenoj otopini). Suspenzija je pak heterogena smjesa i sastoji se od čestica koje su veće, vidljive barem mikroskopski, i dispergirane u nekom mediju. Tako je suspenzija dvofazni sustav (jedna faza je dispergirano sredstvo, a druga otapalo). Koloidni sustavi su nešto između. Nisu solucije, već su također heterogeni dvofazni sustavi kao suspenzije, ali su pri tome dispergirane čestice manje, obično u rasponu 1 – 200 nm. Ako je otapalo voda, riječ je o hidrokoloidima. Ti se otisni materijali mogu nalaziti u dva oblika: sol-stanju i gel-stanju. Sol-stanje je tekuće, može biti različite viskoznosti, dok je u gel-stanju materijal konzistencije želatine zbog aglomeracije molekula dispergirane faze koje tvore niti i/ili lance u umreženom uzorku. Te niti ili lanci okružuju molekule otapala, kod tih materijala to je voda. Hidrokoloidi se u usta pacijenta unose u tekućem (sol) stanju, zatim slijedi gelatinizacija materijala kako bi prešao u želatinozno (gel) stanje, pri tome poprimio oblik oralnih struktura i bio dovoljno elastičan da se može izvadi iz usta. Ako je ta gelatinizacija uvjeto-

vana sniženjem temperature tada je riječ o reverzibilnim hidrokolidima, jer se ponovnim zagrijavanjem (proces likvefakcije) materijal može ponovno prevesti u tekuće (sol) stanje. Takav reverzibilni proces je moguć jer niti dispergirane faze drže na okupu Van der Waalsove veze koje se dovodenjem topline (energije) raskidaju, a odvođenjem temperature uspostavljaju. Ako je pak gelatinizacija uvjetovana kemijskom reakcijom, ona je nepovratna, tj. njezin rezultat je novi, netopljivi spoj i nije moguća reakcija u suprotnom smjeru, tada je riječ o ireverzibilnim hidrokolidima. Čvrstoća i žilavost gel-stanja ovisi o koncentraciji niti dispergirane faze i koncentraciji punila, tj. inertnih prašaka koji se dodaju materijalu, pa što je njihova koncentracija veća, to je materijal čvršći i žilaviji. Kako najveći dio hidrokoloida čini voda logično je kako je izrazito hidrofilan, ali će i svaka promjena u količini vode utjecati na preciznost otiska. S tog stajališta bitna su tri fenomena:

1. Isparavanje vode (evaporacija) – ako se hidrokolidni otisak odmah ne izlije, već ostavi na zraku, voda će isparavati. Otisak se isušuje i kontrahira – deformira.
2. Upijanje vode (imbibicija) – ako se pak potopi u vodu, takav otisak će upijati vodu, što opet rezultira dimenzijskim promjenama – ekspanzija.  
Valja napomenuti kako se eventualno isušeni otisak ne može potopiti u vodu kako bi izgublenu vodu nadoknadio upijanjem nove količine, jer se nikada ne upija ista količina vode ni na istim mjestima, što ponovno vodi do deformacije otiska.
3. Sinereza je pojava „izlučevine“ na površini stvrdnutog (gelatiniziranog) otiska pri čemu se na površinu ne izlučuje samo voda već i komponente hidrokoloida zastupljene u vodi.

Događa se, npr., kada se molekule gela više približe jedna drugoj kao posljedica nastavka reakcije vezivanja hidrokoloida.

## Reverzibilni hidrokolidi

Osnovni sastojak reverzibilnih hidrokoloida čini agar (polisaharid) koji se dobiva iz morskih algi. Dodaje mu se boraks sa zadatkom očvršćivanja gela, no on usporuje stvrdnjivanje sadre kod izlijevanja otiska te mu se stoga dodaje kalijev sulfat koji pak ubrzava stvrdnjivanje sadre i time neutralizira negativno djelovanje boraksa. Volumenski najveći dio reverzibilnog hidrokoloida čini voda (oko 80 %), stoga je logično da će svaka promjena u količini vode imati bitnog odraza

na dimenzionalnu stabilnost materijala (evaporacija, imbibicija). Stoga se otisci s reverzibilnim hidrokoloidom moraju izljevati neposredno nakon vađenja iz usta, no ako to iz bilo kojeg razloga nije moguće, pohranjuju se omotani vlažnom staničevinom u hermetički zatvorenim plastičnim kutijama (humidorima) ili polietilenskim vrećicama do maksimalno 45 min, kada se moraju izliti. Ti su materijali naravno netoksični i antialergijski, odlične preciznosti no slabe čvrstoće na trganje. Dolaze na tržište u gelatiniziranom obliku u tubama (viskoziji) te štapićima ili kartušama (niskoviskozni), koji su hermetički zatvoreni kako ne bi došlo do isušivanja materijala. Gušći materijal se primjenjuje u žlici, a štapići niske viskoznosti umeću se u štrcaljke s pomoću kojih se hidrokoloid nanosi na zube i u područje gingivnih sulkusa. Za provođenje postupka likvefakcije potreban je poseban uređaj za zagrijavanje hidrokoloida koji se sastoji se iz triju kupelji. U prvoj, temperature 95 – 100 °C, materijal se grije (likvefakcija!) oko 15 minuta i izuzetno je važno da se cijeli materijal prevede u sol-stanje. Potom se hidrokoloid premješta u srednju kupelj temperature 65 °C, gdje se održava u sol-stanju i može biti pohranjen do 48 sati. Pet minuta prije uzimanja otiska posebna žlica (s dvostrukim dnom) puni se hidrokoloidnim materijalom iz srednje kupelji te stavlja u treću kupelj na temperaturu od oko 45 °C, kako bi materijal bio pogodne temperature za aplikaciju u usta (sprječavanje podražaja pulpe!).

Žlice moraju imati odebljani rub kako bi se ostvarila mehanička retencija hidrokoloidnog materijala, jer je njegova adhezija na metalnu površinu žlice vrlo slaba. Nakon namještanja žlice s reverzibilnim hidrokoloidom u ustima pacijenta započinje postupak gelatinizacije otisnog materijala snizivanjem njegove temperature tijekom 10 minuta cirkuliranjem hladne vode dvostrukim dnom posebne žlice. Hladna voda dovodi se gibljivom (gumenom) cijevi iz priključka na vodovodnu instalaciju stomatološke radne jedinice, kruži dvostrukim dnom žlice, hladi hidrokoloid, te se kroz drugu gibljivu cijev odvodi do pljuvačnice („fontane“) stomatološke radne jedinice. Tijekom hlađenja (gelatinizacije) hidrokoloida prvo se stvrdnjuje materijal koji je nablži žlici (hladnije mjesto), a tek potom stvrdnjuje materijal prema tkivima (toplije!). Tako materijal u dodiru s tkivima i zubnim strukturama ostaje najdulje tekuć, a kako je u suvišku to može dotjecati na ta mjesta. Tako se kompenziraju dimenzijske promjene nastale zbog gelatinizacije (kontrakcija) otisnog materijala koja, kako je istaknuto, započinje s perifernih dijelova otiska uz rub žlice. To povećava preciznost otiska, pa kako su reverzibilni hidrokoloidi niskoviskozni i mogu precizno reproducirati sitne detalje, neki ih autori smataju i najpreciznijim otisnim materijalima. Naravno, uz strogo pridržavanje naputaka za uporabu.

Ti hidrokoloide, jer su reverzibilni, teorijski bi se mogli rabiti više puta, no tada bi ih trebalo sterilizirati. Zbog njihove niske cijene sterilizacija nije isplativa ni preporučljiva (dimenzijske promjene!). Osim uporabe u kliničkim postupcima otiskivanja ti se materijali rabe i u zubotehničkom laboratoriju za dubljanje (reproduciranje) modela, kao što je slučaj tijekom izrade metalnih baza pomičnih proteza. Tada se zbog njihovih karakteristika mogu rabiti više puta, a pošto ne dolaze u doticaj s pacijentom nije ih potrebno sterilizirati.

## Ireverzibilni hidrokoloide – alginati

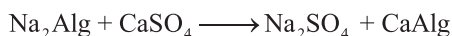
Ireverzibilni hidrokoloide su netoksični, ne iritiraju oralnu sluznicu, a okus i miris su ugodni za pacijenta. Dolaze na tržište u prahu i miješaju se s vodom kako bi se postigla pastozna konzistencija prikladna za otiskivanje (slika 13-7). Ireverzibilni hidrokoloide koji se primjenjuju u dentalnoj medicini su soli alginske kiseline – alginati (polisaharidi), a prah se sastoji od oko 12 % topljivih soli alginske kiseline kao što su natrijev, kalijev ili amonijev alginat, te 12 % sporo topljivih kalcijevih soli (npr.  $\text{CaSO}_4$ ). Kalcijeve soli otpuštaju  $\text{Ca}^{+2}$  ione koji reagiraju sa solima alginske kiseline tvoreći netopljiv gel kalcijeva alginata. Prah sadržava i natrijev fosfat (oko 2 %) koji usporuje reakciju stvaranja gela i njegovim se udjelom regulira brzina vezivanja alginata. Kao punilo se rabi dijatomejska zemlja (70 %) sa zadaćom povećanja kohezije zamiješanoga alginata i u konačnici očvršćenja gela. U malim količinama dodaju se fluoridi (poboljšava kvalitetu površine izlivenoga sadrenog modela), korigensi (ugodniji okus za pacijenta) i ponekad kemijski indikatori tijekom kemijske reakcije. Oni mijenjaju boju alginata zbog promjene pH tijekom kemijske reakcije, te se tako bolje razaznaju pojedine faze tijekom miješanja i



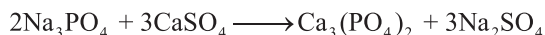
**Slika 13-7.** Spremnik i prah ireverzibilnog hidrokoloida s menzurom za mjerenje količine vode.

manipulacije otisnog materijala, npr. ljubičasta boja materijala tijekom miješanja mijenja se u roza boju kada je vrijeme punjenja u žlicu, te u bijelu kada se materijal postavlja u usta pacijenta).

Kad se zamiješa prah ireverzibilnoga materijala s vodom, nastaje sol-stanje, te se soli alginske kiseline, kalcijeva sol i natrijev fosfat počinju otapati i međusobno reagirati. Sljedećom kemijskom reakcijom stvara se netopljiv elastični gel kalcijeva alginata:



Spomenuta reakcija ne smije započeti tijekom postupaka miješanja materijala, punjenja u žlice, i postavljanja žlice u usta pacijenta. Ta je reakcija u tim fazama pripreme materijala i otiskivanja potpuno nepoželjna jer se otisni materijal treba tijekom otiskivanja deformirati plastično kako bi poprimio oblik objekta koji se otiskuje. U toj fazi elastična deformacija je potpuno neprihvatljiva (deformacija otiska), a što bi se dogodilo ako započne nastajanje gela prije otiskivanja. Stoga se nastajanje gela odgađa uporabom natrijeva fosfata koji primarno reagira s kalcijevim sulfatom i daje precipitat kalcijeva fosfata prema sljedećoj jednadžbi:



Ta kemijska reakcija odvija se prije stvaranja kalcijeva alginata i njome se ne ostvaruju elastična svojstva otisnoga materijala. Tako se kalcijev alginat ne stvara sve dok se ne potroši sav natrijev fosfat. Na taj se način kod proizvodnje alginatnog praha može odgoditi vrijeme vezivanja otisnoga materijala ovisno o dodanoj količini natrijeva fosfata pa se materijal dijeli na brzo vežući, normalno vežući i sporo vežući. Tijekom vezivanja materijala niti gela se međusobno povezuju preko kalcijevih iona, gdje se svaki dvovaljani  $\text{Ca}^{+2}$  ion povezuje s dvije karboksilne ( $-\text{COO}-$ ) skupine, svake iz druge polisaharidne molekule (alginata). Kako bi otisci alginatima bili što precizniji valja se pridržavati nekih zakonitosti tijekom manipulacije s materijalom. Spremnici s prahom ireverzibilnog hidrokoloidea moraju biti dobro zatvoreni kako bi se spriječio kontakt s vlagom (i iz zraka!), jer prah materijala nije stabilan ako je u doticaju s vlagom ili povišenom temperaturom. Prije uporabe spremnik valja dobro protresti kako bi se svi sastojci praha ravnomjerno rasporedili, a omjer praha i vode valja odrediti sukladno naputcima proizvođača. Obično se upotrebljuje voda sobne temperature, a uporabom hladne vode usporuje se vezivanje isto kao što ga topla voda ubrzava. Miješanje se odvija u gumenim šalicama čvrstim pritiskanjem materijala uz

rubove šalice kroz vrijeme označeno od proizvođača, a koje obično iznosi pola do jedne minute.

Tada se alginat puni u metalne konfekcijske žlice. Slabe je adhezije na metal, te se rabe žlice s mehaničkim retencijama u obliku odebljanog ruba žlice (*rimlock* žlice) ili s perforacijama da bi se dobila dobra mehanička retencija materijala s ciljem sprječavanja odvajanja otisnoga materijala od žlice za otisak. Na žlicama se kao adheziv može rabiti molten ljepljivi vosak ili metil celuloza koji postoje kao tvornički pripravci, no loša im je strana teško čišćenje sa žlica. Postavljen u ustima pacijenta, alginat u žlici mora se mirno držati tijekom vezivanja kako bi se postigao što precizniji otisak. Tijekom otiskivanja ne smije biti pritiska na žlicu (materijal) da se ne bi pojavila unutarnja napetost u otisnom materijalu što bi rezultiralo deformacijom otiska nakon vađenja iz usta. Iz usta se vadi brzim pokretom kako bi se smanjio iznos elastične deformacije otiska i omogućilo što preciznije vraćanje otisnoga materijala u prvobitan položaj. Otisak se vadi iz usta otprilike dvije minute nakon što je prošlo njegovo vrijeme vezivanja, odnosno materijal pokazao elastična svojstva. Nakon vađenja iz usta otisak se ispire hladnom vodom kako bi se uklonila slina. Te je materijale teško dezinficirati jer dezinficijensi u spreju smanjuju oštrinu reprodukcije finih detalja, a potapanje u dezinficijentne otopine negativno utječe na dimenzijsku stabilnost zbog upijanja tekućine (imbibicija). Otisak se prekriva vlažnom staničevinom s ciljem sprječavanja sinereze, te ga je poželjno izliti što prije, po mogućnosti unutar 15 minuta od uzimanja otiska zbog mogućeg isušivanja (evaporacije), što alginatne otiske čini dimenzijski nestabilnima. Ako nije moguće otisak izliti odmah, tada se omotani vlažnom staničevinom pohranjuju u hermetički zatvorenim plastičnim kutijama (humidorima) ili polietilenskim vrećicama do maksimalno 45 min, kada ih se mora izliti. Alginati su dovoljne elastičnosti, stoga se mogu izvaditi iz potkopanih (podminiranih) predjela, no slabe su čvrstoće na trganje pa može doći do njihova trganja u jako potkopanim predjelima (npr. interdentalni prostori) što svakako utječe na preciznost otiska. Tada je takve djelomično otrgnute dijelove bolje skalpelom ukloniti iz otiska, jer će se tijekom izlivanja otiska (pod teretom zamiješane sadre) pomaknuti i još dodatno smanjiti preciznost sadrenog modela.

Suvremeni ireverzibilni hidrokoloidei dovoljno su niskoviskozni te omogućuju otiskivanje finih detalja u usnoj šupljini, no kemijska reakcija vezivanja odvija se prvo na mjestima više temperature (uz strukture koje se otiskuju), upravo obrnuto od reverzibilnih hidrokoloida, što je i jedan od uzroka slabije preciznosti u odnosu na

reverzibilne hidrokoloide. Danas se proizvode alginati s vrlo malo ili čak bez sitnih čestica prašine u osnovnom prahu što pak sprječava mogućnost njihova udisanja kod doziranja i miješanja. To je postignuto oblaganjem čestica osnovnoga materijala glikolom. Zbog prigovora slabe otpornosti na trganje pokušalo se očvrstnuti materijal dodavanjem silikonskih polimera. Time je postignuta veća čvrstoća na kidanje u odnosu na „standardni“ ireverzibilni hidrokoloid, ali dimenzijska je stabilnost još slabost tih materijala. Unatoč nastojanjima dentalne industrije ti materijali još uvijek nisu dovoljno precizni za izradu radnih modela na kojima se izrađuju fiksno protetički radovi.

Stoga se i ne rabe za otiskivanje kod izrade vrlo preciznih protetičkih radova kao što su *inlayi*, krunice i mostovi, no u širokoj su uporabi za otiskivanje antagonističkih zubnih struktura (tzv. kontre), izradu studijskih modela te u izradi mobilnih nadomjestaka i ortodontskih naprava.

No u literaturi su opisane i tehnike koje bi trebale poboljšati preciznost otiska tim materijalom pa je interesantna tehnika kombinacije otiska reverzibilnim i ireverzibilnim hidrokoloidom. Pri tome se niskoviskozni reverzibilni hidrokoloid nanosi na zube i okolne strukture koje se otiskuju (što poboljšava preciznost) te se prekriva ireverzibilnim hidrokoloidom u konfekcijskoj žlici. Na taj način poboljšana je preciznost otiska, a ireverzibilni hidrokoloid zamiješan hladnom vodom hladi relativno tanak sloj reverzibilnog pa nije potrebno hlađenje vodom u žlicama s dvostrukim dnom. Svi ti pokušaji unaprijeđenja hidrokoloidnih materijala, koji su vrlo jeftini, imaju za cilj njihovu veću primjenu u dentalnoj medicini.

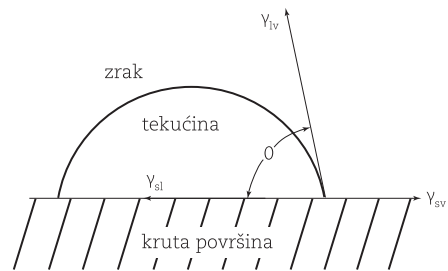
## VLAŽENJE POVRŠINE KOD OTISNIH MATERIJALA

Vlaženje površine je fizikalni pojam i od iznimne je važnosti za otisne materijale. Označuje svojstvo tekućina da se šire po krutoj površini na koju su nanese, a ovisi o površinskoj energiji (napetosti) krute površine. Vlaženje neke površine može se objasniti na primjeru kapi tekućine koja je uravnotežena na nekoj krutoj površini (slika 13-8). Vektor  $\gamma_{sv}$  je slobodna energija površine krutog tijela u plinovitom mediju,  $\gamma_{sl}$  izražava energiju između tekućine i krutog tijela,  $\gamma_{lv}$  je energija između tekućine i plina. Kontaktni kut nastao između ravnotežne kapi tekućine i podloge označen je kao  $\theta$ . Iz tih parametara proizlazi sljedeća jednadžba:

$$\gamma_{sv} = \gamma_{sl} + \gamma_{lv} \cos \theta$$



Ako je kontaktni kut  $\theta = 0^\circ$ , tada tekućina posve vlaži kruti materijal i slobodno teče preko cijele njegove površine do razmjera koji određuje viskoznost tekućine i hrapavost krute površine. Intenzitet ovlaživanja mjeri se posebnim instrumentom (teleskopski goniometar), a mjeri se kontaktni kut koji zatvara tangenta na najizbočenijem dijelu kapi tekućine



**Slika 13-8.** Vlaženje površine – kontaktni kut.

s površinom ispitivanog materijala. Ako je tekućina koja vlaži voda, tada se kruti materijali (koje ona vlaži) mogu podijeliti spram afiniteta prema vodi na hidrofilne – kontaktni kut  $\theta < 90^\circ$ , ili hidrofobne  $\theta > 90^\circ$ . Svojestvo vlaženja (ili ovlaživanja) kod elastičnih materijala za otiske dijeli se na dva pojma. Prvi, svojestvo vlaženja krutih zubnih tkiva i okolnih struktura otisnim materijalom koji je još nestvrnut (nevezan), tj. tekućina različite viskoznosti koja vlaži površinu zuba. Drugi, vlaženje stvrdnutog (krutog) otisnog materijala, tijekom izlijevanja radnih modela, kada tekuća, vodom zamiješana sadra, vlaži površinu otiska. O hidrofilnosti, tj. afinitetu spram vode, otisnoga materijala ovisi preciznost otiska i dobivanje kvalitetnog radnog modela – bez mjehurića i defekata površine. Kada je riječ o hidrofobnim materijalima, njima smeta prisutnost vode tijekom postupka otiskivanja, a apsolutnu suhoću teško je postići u uvjetima usne šupljine, osobito u području gingivnog sulkusa (sulkusna tekućina). Upravo je tu najčešće smješten završetak preparacije (zaobljena ili pravokutna stuba) koji mora biti precizno otisnut kako bi se postiglo dobro prilijeganje i rubno zatvaranje krunice. Osim toga, sadra za izlijevanje otisaka („vodena otopina“) teško vlaži površinu otisaka od hidrofobnih materijala pa kod njih postoji opasnost da, nakon izlijevanja, površina modela obiluje defektima što je posljedica zaostalih zračnih mjehurića. U praksi se to sprječava smanjenjem površinske napetosti hidrofobnog otisnog materijala kratkotrajnim potapanjem otiska u sadrenu vodu, koja preostaje nakon obrade sadrenih modela na električnim brusnim uređajima (trimerima).

Materijali s naglašenim hidrofilnim svojstvima kao polieteri, adicijski silikoni, hidrokoloidi, omogućuju vrlo precizne otiske koji izliveni u sadri daju vrlo kvalitetne radne modele upravo zahvaljujući naglašenoj sposobnosti ovlaživanja.

## DEZINFEKCIJA OTISAKA

Nakon što su izvađeni iz usta otiske valja obraditi kao objekte koji su bili u doticaju s tjelesnim tekućinama te su potencijalni izvor zaraze. Stoga valja spriječiti moguće širenje zaraznih bolesti (hepatitis, AIDS, TBC, itd.) na osoblje zubotehničkog laboratorija dezinfekcijom otisaka. Nakon vađenja iz usta otiske valja prvo isprati pod mlazom tekuće hladne vode tijekom 30 sekunda kako bi se uklonila slina i eventualni ostatci krvi (krvarenje iz sulkusa zuba). Slavina mora imati mrežicu (perlator) kako se ne bi oštetili fino otisnuti detalji na otisku. Nakon ispiranja vodom otisak se suši zrakom iz pustera i dezinficira bilo štrcanjem otiska (sprej) ili potapanjem u dezinficijentnu otopinu. Kako kontakt s dezinficijensom može imati negativan učinak na dimenzijsku stabilnost otisnoga materijala, to je izbor dezinficijensa i način dezinfekcije najbolje provoditi sukladno naputku proizvođača koji je priložen uz otisni materijal. Otežano je dezinficiranje hidrokoloida jer dezinficijensi u spreju smanjuju oštrinu reprodukcije finih detalja, a potapanje u dezinficijentne otopine negativno utječe na dimenzijsku stabilnost zbog upijanja tekućine (imbibicija). Na dimenzijske promjene nakon dezinfekcije najmanje su osjetljivi polisulfidi i silikoni pa se za njihovu dezinfekciju mogu rabiti gotovo svi preparati. Najčešće se rabe preparati glutaraldehida, jodoforma, klora, fenola, itd. Za dezinfekciju polietera preporučuju se pak pripravci klora, a za hidrokoloidne dezinficijensi na bazi klora i jodoforma, dok se drugi ne preporučuju.

## ODABIR ŽLICA ZA OTISAK I UTJECAJ NA MATERIJAL ZA OTISKIVANJE

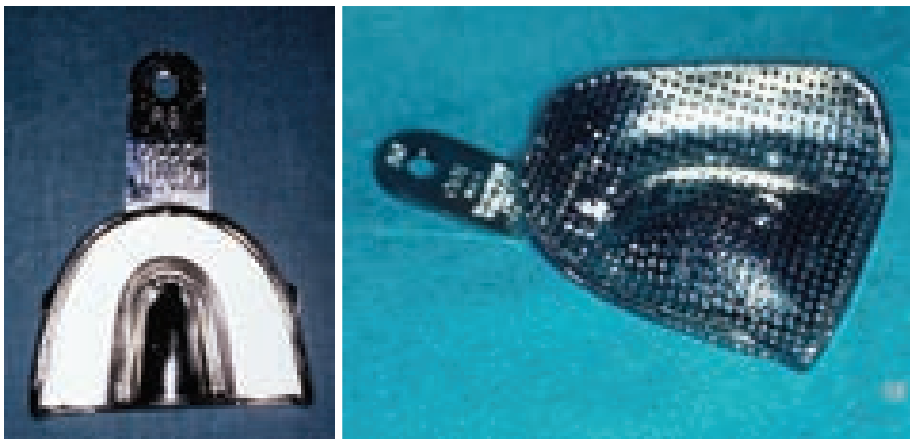
Suvremeni otisni materijali unose se u usta pacijenta uporabom žlica za otiske koje se dijele na: konfekcijske (metalne i plastične) i individualne za pojedinog pacijenta.

Konfekcijske žlice se rabe za sve suvremene otisne materijale dok se individualne žlice rabe za uzimanje otiska isključivo sintetičkim elastomerima. Individualne žlice u potpunosti odgovaraju situaciji u ustima, omogućuju jednoličan sloj otisnoga materijala (obično srednje viskoznosti), što smanjuje njegovu deformaciju zbog vađenja otiska iz podminiranih predjela, polimerizacijske kontrakcije i TKE otisnih materijala. Takve žlice su stoga i najbolje za sintetičke elastomere, ali poskupljuju i kompliciraju otisni postupak. Za hidrokoloidne materijale pak vrijedi pravilo da je bolji veći omjer između volumena materijala i otisnute površine jer se time smanjuje mogućnost deformacije otiska zbog gubitka tekućine evaporacijom.

Stoga su za te materijale pogodnije konfekcijske žlice koje se pak mogu opetovano rabiti (nakon sterilizacije) te su stoga jeftinije i jednostavnije za uporabu.

Svi otisni materijali prijanjaju na žlice mehaničkim retencijama (perforacije, ojačani rubovi žlice) ili pak uporabom adheziva koji ujedno smanjuju i kontrakciju otisnoga materijala.

**Konfekcijske žlice** su najčešće metalne s mehaničkim retencijama u obliku perforacija ili odebljanog ruba (*rimlock*) za retiniranje otisnoga materijala kako se on tijekom vađenja otiska iz usta ne bi odvojio od žlice i time „upropastio“ otisak (slika 13-9). Različitih su oblika ovisno o namjeni: za gornju ili donju čeljust, potpuno ozublvenu ili djelomično ozublvenu čeljust, i bezubu u mobilnoj protetici. Postoje i žlice za samo jedan segment (kvadrant) čeljusti, krunske žlice (za otiskivanje pojedine izbrušene krune zuba). No suvremene spoznaje u dentalnoj protetici nalažu otiskivanje cijelog zubnog niza i u slučaju izrade samo jedne krunice, tako da se te žlice rabe samo u iznimnim slučajevima (npr. izrada korijenske kapice). Reverzibilni hidrokoloidi zahtijevaju posebne žlice s dvostukim dnom kako bi kroz njih mogla cirkulirati voda i hlađenjem dovesti do stvrdnjivanja (gelatinizacije) otisnog materijala. U poplavi proizvoda jednokratne uporabe pojavile su se i jeftine plastične konfekcijske žlice. Kako neke od njih nisu dovoljno krute i čvrste, deformiraju se zbog pritiska tijekom otiskivanja materijalom više viskoznosti (npr. kitastim). Nakon vađenja iz usta elastično deformirana žlica vraća



**Slika 13-9.** Konfekcijske žlice za otisak gornje čeljusti: ozublvene – *rimlock* žlica s odebljanjem ruba za retenciju materijala; bezube – žlica s perforacijama za retenciju materijala.

se u svoj prvobitan položaj i deformira otisni materijal – otisak. Takve plastične žlice mogu se rabiti samo uz materijale niže konzistencije (npr. alginati), no bolje ih je izbjegavati i rabiti metalne. Žlica mora biti prikladne dimenzije kako bi zubni luk (ili alveolarni greben) bio u sredini žlice podjednako udaljen od njezina vestibularnog i lingvalnog ruba. Time je tijekom vađenja otiska omogućena jednolična elastična deformacija otisnoga materijala iz podminiranih područja, te podjednak iznos polimerizacijske kontrakcije otisnoga materijala (ako postoji) u svim dijelovima otiska, jer su oni tada podjednakog iznosa (gledano u  $\mu\text{m}$ ). Isto se odnosi i na dimenzijsku stabilnost otiska zbog termičkog koeficijenta ekspanzije (odnosno skvrčivanja) otisnoga materijala. Takva kontrakcija materijala zbog polimerizacije i/ili ohlađivanja može se smanjiti uporabom adheziva kojim se otisni materijal dodatno retinira („lijepi“) na žlicu i time ne dopušta razvoj kontrakcije u punoj mjeri.

**Individualne žlice** – izrađuju se u zubotehničkom laboratoriju posebno za svakog pacijenta na prethodno dobivenim anatomskim (studijskim, situacijskim) modelima, pri čemu se otisak za njih najčešće uzima alginatom uz izlivanje modela u polutvrdoj sadri (slika 13-10). Mogu se izrađivati iz autopolimerizirajućeg akrilata, svjetlosnopolimerizirajućeg akrilata te tlačnom ili vakuumskom obradom plastične folije. Kako bi imale potrebnu čvrstoću, kako se ne bi svijale, stijenke žlice mo-



Slika 13-10. Individualna akrilatna žlica s modelom na kojem je izrađena.

raju biti debljine barem 2 – 3 mm. Individualne žlice rabe se za uzimanje otiska isključivo sintetičkim elastomerima i imaju nekoliko prednosti pred konfekcijskim žlicama. Kako je u tim žlicama ujednačen i smanjen volumen otisnoga materijala, to njihova uporaba poboljšava preciznost otiska zbog ujednačene količine otisnoga materijala (debljine 2 – 3 mm). Jednolični sloj elastomera jednolično se elastično deformira prilikom vađenja iz usta, manja debljina elastomera manje se deformira zbog polimerizacijske kontrakcije (gledano u  $\mu\text{m}$ ), odnosno TKE (usta – sobna temperatura).

Uz pravilan izbor materijala za otiskivanje evidentno je bitan i izbor pravilne žlice za otiskivanje što sve ima veliko značenje za dobivanje preciznog otiska, preduvjeta za kvalitetan radni model i nakraju kvalitetan protetički rad.

## LITERATURA

1. Baba NZ, Goodacre CJ, Jekki R, Won J. Gingival displacement for impression making in fixed prosthodontics: contemporary principles, materials, and techniques. *Dent Clin North Am.* 2014; 58(1):45-68.
2. Breustedt A, Lenz E. *Stomatologische Werkstoffkunde.* 2. izd. Leipzig: Johann Ambrosius Barth;1985:31-52.
3. Blatz MB, Sadan A, Burgess JO, i sur. Selected characteristics of a new polyvinyl siloxane impression material – a randomized clinical trial. *Quintessence Int.* 2005;36:97-104.
4. Boghosian AA. Overcoming the complexity of impression materials: Part 1. An interview with Alan A. Boghosian, DDS. *Dent Today.* 1991;10:38-41.
5. Carlsson GE, Ortorp A, Omar R. What is the evidence base for the efficacies of different complete denture impression procedures? A critical review. *J Dent.* 2013;41:17-23.
6. Chai JY, Yeung TC. Wettability of nonaqueous elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 1991;4:555-60.
7. Craig RG. *Impression Materials.* U: Craig RG (ur.). *Restorative Dental Materials.* 9. izd. St. Louis: Mosby, 1993:306-13.
8. Fano V, Gennari PU, Ortalli I. Dimensional stability of silicone-based impression materials. *Dent Mater.* 1992;8:105-9.
9. Gonçalves FS, Popoff DA, Castro CD, Silva GC, Magalhães CS, Moreira AN. Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2011;19:163-6.
10. Hao P, Zheng G, Lin H. Disinfection of dental impressions. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2009;44:184-7.
11. Hesby RM, Haganman CR, Standford CM. Effects of radiofrequency glow discharge on impression materials surface wettability. *J Prosthet Dent.* 1997;77:414-22.
12. Kotsiomiti E, Tziolla A, Hatjivasilou K. Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection – a literature review. *J Oral Rehabil.* 2008;35:291-9.
13. Laufer BZ, Baharav H, Cardash HS. The linear accuracy of impressions and stone dies as affected by the thickness of the impression margin. *Int J Prosthodont.* 1994;7:247-52.
14. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, i sur. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. *J Prosthet Dent.* 1996;76:466-71.
15. Lee EA. Predictable elastomeric impressions in advanced fixed prosthodontics: a comprehensive review. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2007;19:529-36.
16. Lu H, Nguyen B, Powers JM. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92:151-4.
17. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J.* 1998;43:428-34.

18. Massad JJ, Cagna DR. Vinyl polysiloxane impression material in removable prosthodontics. Part 1: edentulous impressions. *Compend Contin Educ Dent.* 2007;28:452-9.
19. Matis BA, Valadez D, Valadez E. The effect of the use of dental gloves on mixing vinyl polysiloxane putties. *J Prosthodont.* 1997;6:189-92.
20. Nassar U, Aziz T, Flores-Mir C. Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2011;106:126-33.
21. O'Mahony A, Spencer P, Williams K, i sur. Effect of 3 medicaments on the dimensional accuracy and surface detail reproduction of polyvinyl siloxane impressions. *Quintessence Int.* 2000;31:201-6.
22. Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, i sur. Hydrophilic poly(vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont.* 1991;4:240-8.
23. Salinas TJ. Treatment of edentulism: optimizing outcomes with tissue management and impression techniques. *J Prosthodont.* 2009;18:97-105.
24. Vassilakos N,Pinheiro FC. Surface properties of elastomeric materials. *J Dent.* 1993;21:297-301.
25. Walid Y, Al-Ani Z, Gray R. Silicone impression materials and latex gloves. Is interaction fact or fallacy? *Dent Update.* 2012;39:39-42.

# 14. POGLAVLJE

---

## Pomoćni i laboratorijski materijali

Sonja Kraljević Šimunković, Samir Čimić

*Pomoćni i laboratorijski materijali velika su skupina različitih materijala koji su potrebni u kliničkim i laboratorijskim fazama izrade protetičkoga rada. Sadra i termoplastični kompozicijski materijal su materijali koji se vjerojatno najdulje rabe u dentalnoj medicini. Meka, tvrda, supertvrda sadra, sadra visoke ekspanzije i materijali za ulaganje čine zajedno tijesno povezanu skupinu materijala. Tri vrste sirovog materijala rabe se za proizvodnju četiri vrste relativno čiste sadre koje se rabe u dentalnoj medicini za različitu namjenu. Klasificirane su kao meka sadra, nisko do umjereno tvrda sadra, vrlo tvrda sadra niske ekspanzije i vrlo tvrda sadra visoke ekspanzije. Važna svojstva sadre su: kakvoća, tečenje pri lijevanju, vrijeme stvrdnjivanja, linearna ekspanzija kod stvrdnjivanja, tvrdoća, otpornost na tlak, vlak i na abraziju te preciznost.*

*Dentalni materijali za ulaganje su materijali kojima se omogućuje prijenos voštanog objekta u konačan nadomjestak. Materijal za ulaganje točno će reproducirati oblik voštanog objekta, zatim će se vosak ili akrilat eliminirati. Novostvoreni prazan prostor kivete u odgovarajućem će tehnološkom postupku ispuniti gradivni materijal, odnosno na taj će se način proizvesti nadomjestak. Uložni materijali se dijele na materijale vezane silikatima, fosfatima i sadrom.*

*Kompozicijski termoplastični materijali su mješavina termoplastičnih smola, voskova, punila i boje. Otisni kompozicijski materijal rabi se za oblikovanje rubova kod potpunih proteza. Mogu se naći u obliku ploča, štapića ili cilindara.*

*Dentalni vosak može biti sastavljen od prirodnih i sintetičkih voskova, guma, masti, masnih kiselina, ulja, prirodnih i sintetičkih smola i različitih pigmenata. Prirodni voskovi nalaze se u prirodi dok se sintetički voskovi proizvode u laboratoriju. Prirodni voskovi prema podrijetlu mogu biti mineralni, biljni, insektni i životinjski. U skupinu voskova mogu se još ubrojiti i gume, masti i smole. Korisne i važne karakteristike voskova su: talište, termička ekspanzija, mehanička svojstva, tečenje, rezidualno naprezanje i rastezljivost.*



## SADRA

Sadra je materijal koji se vjerojatno najdulje rabi u stomatologiji. Meka, tvrda, supertvrda sadra, sadra visoke ekspanzije i materijali za ulaganje čine zajedno tijesno povezanu skupinu materijala. Dihidratni oblik kalcijeva sulfata, ili sadra (gips) obično je bijele do mliječnožućkaste boje i može se naći u čvrstom obliku u prirodi. Mineralna sadra ima komercijalno značenje kao izvor *plaster of Paris*. Proizvod je dobio naziv *plaster of Paris* jer se dobivao paljenjem sadre iz nalazišta u blizini Pariza. Inače, nalazišta sadre postoje u mnogim zemljama.

### Sastav sadre

Većina proizvoda sadre dobivaju se od prirodnoga sadrenog kamena. Budući da je sadra dihidratni oblik kalcijeva sulfata ( $\text{CaSO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$ ) zagrijavanjem gubi 1,5 g/mol od svoja 2 g/mol  $2\text{H}_2\text{O}$  i prelazi u kalcijev sulfat hemihidrat ( $\text{CaSO}_4 \times \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$ ) što se ponekad piše kao  $(\text{CaSO}_4)_2 \times \text{H}_2\text{O}$ . Kada se kalcijev sulfat hemihidrat miješa s vodom događa se obrnuta reakcija i kalcijev sulfat hemihidrat prelazi u kalcijev sulfat-dihidrat. Dakle, djelomična dehidracija sadrenog kamena i rehidracija kalcijeva sulfata predstavljaju obrnute reakcije. Reakcija je egzotermna, i kada 1 g/mol kalcijeva hemihidrata reagira s 1,5 g/mol vode nastaje 1 g/mol kalcijeva sulfat-dihidrata i 3900 kalorija topline. Ta se kemijska reakcija događa bilo da se sadra rabi kao materijal za otisak, kao materijal za model ili kao vezivo za materijal za ulaganje.

### Proizvodnja dentalne sadre, tvrde sadre i vrlo tvrde sadre

Djelomičnom dehidracijom mineralnoga gipsa dobivaju se tri vrste osnovnoga sirovoga materijala ovisno o prirodi dehidracijskog procesa. Meka sadra je pahuljasta, porozna i najmanje gusta dok je *hydrocal* varijetet veće gustoće i kristaličnosti. Densit je najgušći od sirovih materijala. Te tri vrste sirovoga materijala rabe se za proizvodnju četiri vrste relativno čiste sadre koje se rabe u stomatologiji. Klasificirane su kao meka sadra, nisko do umjereno tvrda sadra, vrlo tvrda sadra niske ekspanzije i vrlo tvrda sadra visoke ekspanzije ili alternativno kao tip 2, 3, 4 i 5 po ANSI/ADA specifikaciji No. 25 (ISO 6873) (slika 14-1).

Iako te vrste sadre imaju identičnu kemijsku formulu kalcijeva sulfata hemihidrata,  $\text{CaSO}_4 \times \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$ , one imaju različita fizikalna svojstva što ih čini pogodnim za različite potrebe u dentalnoj medicini. Svi oblici nastaju od naslaga prirodne sadre, a osnovna razlika je u načinu odbacivanja dijela vode iz kalcijeva sulfat-dihidrata. Neki proizvodi načinjeni su od sintetičke sadre, ali su manje popularni zbog više cijene.



**Slika 14-1.** Različite vrste sadra.

Mineralna sadra: → dehidracija zagrijavanjem ili na drugi način →

- sadra → meka sadra
- *hydrocal* → tvrda sadra
- densit → vrlo tvrda sadra

Sadra nastaje zagrijavanjem mineralnoga gipsa u otvorenom kotlu na temperaturi od oko 110 – 120 °C. Tada nastaje prah, β-kalcijev sulfat hemihidrat koji je ponešto nepravilnog oblika i porozne prirode. Rabi se za izradu modela i kao laboratorijska meka sadra. Ako se gips dehidrira pod pritiskom i u prisutnosti vodene pare na oko 125 °C, nastaje *hydrocal*. Čestice praha tog proizvoda pravilnijeg su oblika i gušće nego čestice meke sadre. Kalcijev sulfat hemihidrat koji nastaje na taj način naziva se α-kalcijev sulfat hemihidrat. Hidrokal se rabi za proizvodnju niže do umjereno tvrde sadre.

Tvrde sadre tipa 4 i 5 proizvode se od sirovine visoke gustoće, densita. Ta vrsta sadre nastaje kuhanjem minerala gipsa u 30 %-tnoj otopini kalcijeva klorida. Nakon toga se klorid ispere vrućom vodom (100 °C), a materijal se samelje na željenu finoću. Kalcijev sulfat hemihidrat u prisutnosti vruće vode ne reagira prelaženjem u kalcijev sulfat-dihidrat jer su na toj temperaturi njihove topljivosti jednake. Prah koji nastaje na taj način je najgušći od svih tipova. Taj materijal rabi se za proizvodnju vrlo tvrde sadre niske ekspanzije i vrlo tvrde sadre visoke ekspanzije.

Proizvodi od gipsa mogu se formulirati sa spojevima koji modificiraju njihove karakteristike i način primjene. Kalijev sulfat,  $K_2SO_4$ , i *terra alba* (vezani kalcijev sulfat-dihidrat) učinkoviti su akceleratori. Natrijev klorid u maloj količini skraćuje

vrijeme stvrdnjivanja, ali povećava ekspanziju sadre. Natrijev citrat je usporivač reakcije. *Borax*,  $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7$  je i retarder i akcelerator. Mješavina kalcijeva oksida (0,1 %) i gumiarabica (0,1 %) smanjuju količinu potrebne vode za miješanje proizvoda od gipsa, što poboljšava njihove karakteristike. Tip 4 razlikuje se od tipa 5 u tome što tip 4 ima više soli koje smanjuju ekspanziju prilikom vezanja.

Kemijska reakcija koja nastaje prilikom stvrdnjivanja proizvoda od gipsa određuje količinu vode potrebnu za samu reakciju. Reakcija između 1 g/mol sadre i 1,5 g/mol vode proizvodi 1 g/mol proizvoda od gipsa. Drugim riječima, 145 g sadre zahtijeva 27 g vode kako bi nastalo 172 g gipsa. Znači da 100 g sadre zahtijeva 18,6 g vode kako bi nastao kalcijev sulfat-dihidrat. U praksi, meka sadra ne može se miješati s tako malom količinom vode. Naprimjer, kako bi se zamiješalo 100 g meke sadre na potrebnu konzistenciju, treba 45 g vode. Samo 18,6 g od 45 g vode reagira sa 100 g sadre, a višak je distribuiran kao slobodna voda koja ne sudjeluje u kemijskoj reakciji. Višak vode potreban je kako bi navlažio čestice praha tijekom miješanja. Naravno, ako se miješa 100 g meke sadre s 50 g vode materijal koji se dobije rjeđi je i lakše se ulijeva u kalup, ali je kvaliteta gipsa manja i slabija nego ako se miješa s 45 g vode.

## Omjer praha i vode kod vrlo tvrde sadre

Osnovna razlika između meke i vrlo tvrde sadre jest u obliku i veličini kristala kalcijeva sulfata hemihidrata. Neki kristali kalcijeva sulfata hemihidrata su nepravilnog oblika i porozne prirode kao kod meke sadre, dok su kristali kod tvrde sadre i vrlo tvrde sadre gušći i pravilnijeg oblika. Ta razlika u fizičkom obliku i prirodi kristala čini ih sposobnim da dobiju istu konzistenciju s manje vode u suvišku. Naprimjer, tvrda se sadra miješa s 30 g vode, a vrlo tvrda sadra s 19 do 25 g vode. Razlika u omjeru voda/prah utječe na čvrstoću i otpornost na abraziju.

## Mehanizam stvrdnjivanja

Najvažnija priznata teorija mehanizma stvrdnjivanja je kristalinična teorija. Pronašao ju je 1887. godine Henry Louis Le Chatelier, francuski kemičar. Nizozemski kemičar van Hoff ju je prihvatio 1907. godine. Prema njegovu tumačenju razlika u topljivosti između kalcijeva sulfat-dihidrata i kalcijeva sulfata hemihidrata uzrokuje razlike u stvrdnjivanju tih materijala. Otopljeni kalcijev sulfat taloži se kao kalcijev sulfat-dihidrat, jer je kalcijev sulfat-dihidrat manje topljiv nego hemihidrat. Ispitivanja su pokazala da se sav hemihidrat ne pretvara u dihidrat.

Rezidualni hemihidrat utječe na svojstva stvrdnutoga gipsa.

**Volumentrijska kontrakcija**, teoretski bi kalcijev sulfat hemihidrat trebao volumetrijski kontrahirati tijekom procesa stvrdnjivanja. No ispitivanja su pokazala da gips linearno ekspandira tijekom stvrdnjivanja. Prema kristaliničnoj teoriji, ekspanzija sadre događa se zbog naguravanja kristala gipsa tijekom njihova rasta u prezasićenoj otopini.

**Učinak miješanja:** proces miješanja ima važan utjecaj na vrijeme stvrdnjivanja i ekspanziju pri stvrdnjivanju materijala. Produljeno vrijeme i/ili brzina miješanja skraćuje vrijeme stvrdnjivanja.

**Učinak temperature** vode s kojom se miješa prah, kao i temperatura okoline, utječe na reakciju stvrdnjivanja gipsa. Promjena temperature najviše utječe na vrijeme stvrdnjivanja. To su dva glavna učinka temperature. Prvo, povećanje temperature mijenja relativnu topljivost kalcijeva sulfat-dihidrata i kalcijeva sulfata hemihidrata. Ako se omjer topljivosti snizi, reakcija se usporuje, a vrijeme stvrdnjivanja se produljuje. Drugi učinak je promjena pokretljivosti iona s temperaturom. Općenito, ako se temperatura povisi, pokretljivost iona kalcija i sulfata se povećava, što ubrzava reakciju i skraćuje vrijeme stvrdnjivanja.

**Učinak vlažnosti**, prisutnost male količine kalcijeva sulfat-dihidrata na površini kalcijeva sulfata hemihidrata praha omogućuje dodatne jezgre za kristalizaciju. Povećana kontaminacija vlagom stvara dovoljno dihidrata na prahu hemihidrata što usporuje topljenje hemihidrata. Iskustvo je pokazalo da kontaminacija proizvoda gipsa vlagom iz zraka tijekom skladištenja produljuje vrijeme stvrdnjivanja. Za najbolje rezultate u praksi svi proizvodi gipsa moraju se držati u zatvorenim posudama dobro zaštićeni od atmosferske vlage. Više temperature i visoka vlažnost produljuju vrijeme stvrdnjivanja sadre.

**Učinak koloidnih sustava i Ph-vrijednost:** koloidni sustavi, kao agar i alginat, usporuju stvrdnjivanje gipsa. Ako su ti proizvodi u dodiru s  $\text{CaSO}_4 \times \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$  tijekom stvrdnjivanja dobiva se meka površina koja se lako abradira. Akceleratori kao kalijev sulfat dodaju se kako bi se poboljšala kvaliteta površine  $\text{CaSO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$  na agaru ili alginatu. Ti koloidi ne usporuju stvrdnjivanje mijenjanjem omjera topljivosti hemihidrata i dihidrata, nego apsorpcijom na mjesta jezgri  $\text{CaSO}_4 \times \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$  ili  $\text{CaSO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$  čime interferiraju tijekom reakcije hidratacije. Tekućine s niskim pH, kao slina, usporuju reakciju stvrdnjivanja, dok je tekućine s visokim pH ubrzavaju.

## Svojstva sadre

Važna svojstva sadre su: kakvoća, tečenje pri lijevanju, vrijeme stvrdnjivanja, linearna ekspanzija tijekom stvrdnjivanja, tvrdoća, otpornost na tlak, vlak i na abraziju te preciznost.

**Vrijeme stvrdnjivanja** jedno je od najvažnijih svojstava sadre. Kemijska reakcija počinje u trenutku kada se prah pomiješa s vodom, ali u početku reakcije samo se mali dio hemihidrata pretvara u sadru. Svježe zamiješan materijal je polutekuće konzistencije i može se ulijevati u bilo kakav kalup. Kako reakcija napreduje sve se više stvara kalcijev sulfat-dihidrat. Viskoznost materijala povećava se i više se ne može lako ulijevati u kalup. To se vrijeme naziva radnim vremenom. Konačno vrijeme stvrdnjivanja označuje vrijeme kada se model može bez oštećenja izvaditi iz kalupa.

**Viskoznost** se može promatrati kroz raspon. Raspon viskoznosti pet različitih vrsta vrlo tvrde sadre je od 21.000 do 101.000 centipuaza (cp). Modeli izrađeni od viskoznije sadre sadržavaju više pora (blaza). Sadra za otiske koja se rijetko rabi vrlo je niske viskoznosti.

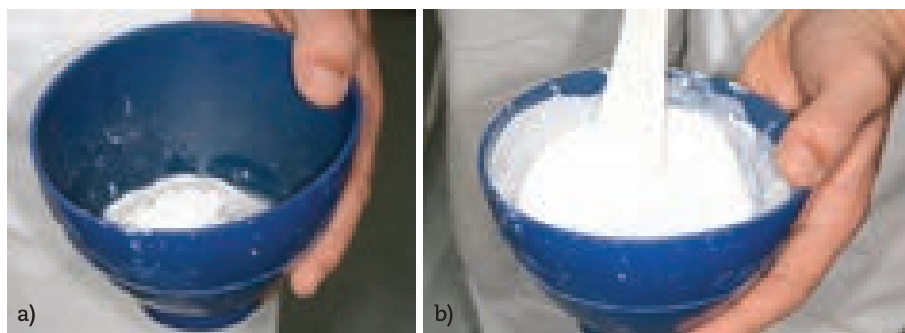
**Tlačna čvrstoća** obrnuto je proporcionalna omjeru vode i praha u smjesi i nakon stvrdnjivanja gips ima vrlo nisku vrijednost otpornosti na tlak. Što se više vode rabi, to je otpornost na tlak manja. Meka sadra je poroznija od tvrde sadre i manje je gustoće. Budući da je vrlo tvrda sadra najgušća ima i najveću otpornost na tlak te vrijednosti kreću se od 12,5 MPa za meku sadru do 45 MPa za vrlo tvrdu sadru. Jedan do dva sata nakon konačnog stvrdnjivanja stvrdnuti gips je suh i vjerojatno je dosegao najveću čvrstoću. Međutim, to nije točno, jer gips nije oslobodio svu suvišnu vodu iz sebe. Ostalo je teoretski oko 8 % suvišne vode. Vrijeme sušenja gipsa varira, međutim, na sobnoj temperaturi potrebno je približno sedam dana da bi gips izgubio svu suvišnu vodu.

**Površinska tvrdoća i otpornost na abraziju** povezana je generalno s otpornošću na tlak. Nakon što se gips potpuno stvrdne površinska tvrdoća ostane konstantna dok ne ispari sva suvišna voda s površine, nakon čega površinska tvrdoća raste. Površinska tvrdoća se povisuje brže nego čvrstoća jer površina se brže suši (nego unutrašnjost materijala). Tvrdoća se povećava impregnacijom epoksidnom smolom ili svjetlosno polimeriziranom dimetil-akrilatnom smolom. Impregniranje gipsa smolama povećava otpornost gipsa na abraziju, ali smanjuje čvrstoću i tvrdoću. Sušenje modela u peći kako bi brže isparila voda nije dobro, jer gips može dehidrirati, što smanjuje njegovu čvrstoću. Isto tako nije dobro potapati gips u glicerini ili drugu ulju.

**Vlačna čvrstoća** gipsanih modela je važna prilikom odvajanja modela od elastičnih otisaka. Zbog krhkosti materijala prilikom odvajanja, zubi se mogu slomiti prije nego iščupati. Otpornost na vlak iznosi od 2,3 MPa do 4,1 MPa, ovisno o vrsti sadre.

**Preciznost**, specifikacija ANSI/ADA zahtijeva za sadru tipa 1 i 2 preciznost od 75  $\mu\text{m}$ , a 3, 4 i 5 50  $\mu\text{m}$ . Modeli od sadre ne reproduciraju precizno površinu kao elektroformirani ili epoksidni modeli jer je površina gipsa mikroskopski porozna. Problem su zračni mjehurići koji nastaju između otiska i svježega gipsa jer se neke vrste elastičnih materijala ne vlaže. Dodavanje non-ionskih surfaktanata na polisulfidni ili silikonski otisak poboljšava se vlaženje površine otiska. Uporaba vibratora prilikom izlivanja otiska također smanjuje količinu zračnih mjehurića. Na preciznost modela može utjecati i prisutnost krvi i sline na otisku što se sprječava ispiranjem otiska i djelomičnim sušenjem.

**Ekspanzija tijekom stvrdnjivanja:** gips prilikom vezanja linearno ekspandira. Postotak ekspanzije varira ovisno o vrsti materijala. Meka sadra ekspandira 0,2 – 0,3 %, tvrda sadra 0,15 – 0,25 %, a vrlo tvrda sadra samo 0,08 – 0,1 %. Ekspanzija vrlo tvrde sadre visoke ekspanzije je od 0,1 – 0,2 %. Ekspanzija se može kontrolirati prilikom rukovanja ili dodavanjem nekih kemijskih spojeva. Dodavanje različitih kemijskih spojeva, osim na ekspanziju utječe i na druge karakteristike. Dodatkom soli u malim koncentracijama ekspanzija se povećava, a smanjuje se vrijeme stvrdnjivanja. Dodatkom 1 % kalijeva sulfata smanjuje se vrijeme stvrdnjivanja, ali nema utjecaja na ekspanziju. Ako se tijekom stvrdnjivanja gips uroni u vodu, ekspanzija se lagano povećava. To se naziva higroskopskom ekspanzijom. Mehaničko miješanje smanjuje ekspanziju (slika 14-2a,b). Vrlo tvrda sadra koja je miješana u vakuumskoj miješalici ekspandira manje nego miješana rukom. Omjer vode i praha također utječe na ekspanziju i smanjuje se ako je taj omjer veći.



Slika 14-2. a,b) Ručno miješanje sadre.

**Rukovanje:** ako se bilo koji proizvod gipsa miješa s vodom, voda se stavlja u šalicu za miješanje a prah se dodaje u trajanju od otprilike 30 sekunda. Na takav se način smanjuje količina zraka koja nastaje ručnim miješanjem. Vakuumsko miješanje smanjuje količinu zraka u smjesi, a izlijevanje vibracijom omogućuje lijevanje modela bez zračnih mjehurića. Kad se izlije materijal treba ostaviti 45 minuta da se stvrdne prije odvajanja od otiska. Model se može dezinficirati u 1 naprama 10 otopini natrijeva hipoklorita na 30 min ili posprejati jodoformom.

## MATERIJALI ZA ULAGANJE

Dentalni materijali za ulaganje dijele se na materijale vezane silikatima, fosfatima i sadrom. Materijali vezani silikatima i fosfatima rabe se za ulaganje potpunih i djelomičnih zubnih proteza, kao i metalnih lijevanih konstrukcija i metal-keramičkih krunica. Najvažnije svojstvo materijala za ulaganje je njihova otpornost na visoku temperaturu od 1100 do 1300 °C, bez raspadanja tijekom ekspanzije dostatne za kompenziranje kontrakcije metala.

Materijali za ulaganje vezani sadrom rabe se za ulaganje legura čije talište je niže od 1000 °C, poglavito zlatnih legura.

### Materijali za ulaganje vezani fosfatima

Materijali za ulaganje vezani fosfatima sastoje se od gradivnog punila i spojnog sredstva. Kao i kod materijala vezanih sadrom, punilo je mješavina polimorfnih čestica silikata kvarca i kristobalita, čiji omjer ovisi o iznosu potrebne termičke ekspanzije. Veličina čestica iznosi od nekoliko mikrometara do veličine zrna pijeska. Spojno sredstvo je obično složeni kemijski sustav koji se sastoji od kiselog fosfata, kao što je monoamonij-dihidrogen fosfat i lužnatog oksida, kao što je magnezijev oksid. Oni reagiraju u prisutnosti vode i tako pokreću mehanizam stvrdnjivanja. Tijekom reakcije stvrdnjivanja, reaktanti, proizvod reakcije i medij reakcije međusobno dolaze u fizikalno-kemijsku reakciju te tvore koloidni tip multimolekularnoga gela, tako što se koaguliraju oko viška magnezijeva oksida i čestica gradivnog punila. Na kemijsku reakciju vezanja utječu vanjski čimbenici (temperatura i vlažnost), rukovanje (način i trajanje miješanja) i svojstva gradivnog punila.

Rani mehanizam stvrdnjivanja utječe na svojstva materijala za ulaganje, a to su i vrijeme stvrdnjivanja, ekspanzija stvrdnjivanja, čvrstoća vezanog materijala, termička ekspanzija i kvaliteta površine stvrdnutog materijala. Ta fizikalna svojstva

razlikuju se ovisno o materijalu koji se rabi i mogu se promijeniti pod utjecajem vanjskih čimbenika i načinom rukovanja. Pravilno skladištenje materijala štiti fosfatima vezane materijale za ulaganje od visoke vlažnosti i temperaturnih promjena, čime se sprječava promjena svojstava materijala. Nadalje, potrebno je točno slijediti upute proizvođača o rukovanju materijalom.

## Materijali za ulaganje vezani silikatima

Ovaj materijal za ulaganje rabi se za lijevanje pri visokom temperaturama, kao i materijal vezan fosfatima. Etilni silikat se tijekom miješanja hidrolizira u koloidnu silikatnu kiselinu. Povišenjem temperature kivete do 150 °C dolazi do isparavanja viška vode i alkohola. Daljnje povišenje temperature do 1100 °C izaziva termičku ekspanziju silikata koja je prijeko potrebna za postizanje visoke preciznosti odljeva. Materijali za ulaganje vezani silikatima većinom su zamijenjeni materijalima vezanima fosfatima radi jednostavnijeg rukovanja i bolje dimenzijske preciznosti fosfatima vezanih materijala.

## Materijali za ulaganje vezani sadrom

Materijali za ulaganje vezani sadrom najčešće se sastoje od kalcijevog fosfata hemihidrata i neke vrste silikata. Dovoljna količina hemihidrata služi kao spojno sredstvo na niskoj temperaturi, a ostatak materijala za ulaganje (60 – 75 %) čini silikat. Silikat sprječava kontrakciju sadre pri zagrijavanju i osigurava dovoljnu ekspanziju (1,2 – 1,7 %) koja kompenzira kontrakciju legure tijekom stvrdnjivanja i hlađenja. Kristobalit je alotrop silikata koji se rabi u dentalnim materijalima za ulaganje, jer ima najveći linearni koeficijent termičke ekspanzije. Međutim, zbog njegove visoke cijene, više se rabi kvarcni alotrop, a dodatna ekspanzija se postiže s pomoću higroskopske ekspanzije. Higroskopska ekspanzija sadre može dostatno povećati ukupnu ekspanziju kivete, kako bi odljev od zlatne legure bio dimenzijski precizan. Silikat oslabljuje smjesu i omogućuje visoku ekspanziju tijekom stvrdnjivanja izrastanjem kristala sadre prije nego što smjesa postane tvrda. Obično se unutrašnjost kivete prstenasto obloži azbestnim plaštom kako bi stejšnjavanje tijekom stvrdnjivanja materijala i higroskopske ekspanzije bilo što manje. Čimbenici koji utječu na vrijeme stvrdnjivanja uložnih materijala vezanih sadrom slični su kao kod sadre za izradu modela.

Neki materijali za ulaganje također sadržavaju i male količine ugljika ili bakra koji služe kao reducensi metalnih oksida koji mogu nastati na temperaturi lijevanja.



Materijali za ulaganje mogu se rabiti i za učvršćivanje dijelova mosta ili lijevane konstrukcije djelomične proteze tijekom postupka zavarivanja. U tim slučajevima ekspanzija materijala za ulaganje kompenzira kontrakciju vara tijekom njegova stvrdnjavanja.

## TERMOPLASTIČNI KOMPOZICIJSKI MATERIJALI

Termoplastični kompozicijski materijal je jedan od najstarijih materijala u dentalnoj medicini. Kompozicijski materijal za žlice zamijenjen je akrilatom i plastikom, ali otisni kompozicijski materijal još se rabi za oblikovanje rubova kod potpunih proteza. Mogu se naći u obliku ploča, štapića, cilindara i slično. Kompozicijski materijali su plastični i razmekšavaju se u radnu konzistenciju uranjanjem u vruću vodu ili zagrijavanjem na plamenu (slika 14-3).



**Slika 14-3.** Termoplastični kompozicijski materijal.

### Sastav i svojstva termoplastičnih kompozicijskih materijala

Kompozicijski materijali su mješavina termoplastičnih smola, voskova, punila i boje. Ovisno o proporciji sastojaka razlikuju se fizikalna svojstva. Smole i voskovi razmekšavaju se zagrijavanjem i omogućuju tečenje i koheziju, dok punila daju voluminoznost i odgovarajuću radnu konzistenciju. Crvena boja daje karakterističnu smeđu boju materijala i najčešći je pigment.

**Toplinska provodnost** kompozicijskih materijala je niska. Kada se urone u vruću vodu (slika 14-4) ili zagrijavaju na plamenu (slika 14-5) brzo se razmekšaju na

površini, a više vremena je potrebno da bi se u potpunosti razmekšali. Predugo zagrijavanje na plamenu ili u vodi mijenja fizikalne karakteristike materijala.

**Razmekšavanje i tečenje:** kompozicijski se materijal mora razmekšati malo iznad temperature usne šupljine kako bi se mogao precizno adaptirati na tkiva i registrirati površinske detalje. Mora se stvrdnjivati na temperaturi usne šupljine i treba paziti da bude što manje distorzije prilikom vađenja otiska.

Otisci napravljeni razmekšanim materijalom u bakrenom prstenu za indirektnu *inlay* ili krunice hlade se u ustima vodom koja treba biti od 16 – 18 °C.

**Učinak gnječenja materijala mokrim prstima:** kada se materijal razmekšan u vodenoj kupki mijesi prstima, povećava se tečenje razmekšanog materijala zbog uključivanja vode u materijal. Klinički prekomjerno gnječenje materijala povećava tečenje materijala i u stvrdnutom obliku te tako lakše nastaje distorzija prilikom vađenja.

**Termička linearna kontrakcija** na sobnoj temperaturi je otprilike 0,3 %.



Slika 14-4. Vodena kupelj.



Slika 14-5. Plamenik.

## TERMOPLASTIČNI KOMPOZICIJSKI MATERIJALI ZA ŽLICE

Specijalni materijali od kojih se rade individualne žlice slični su drugim kompozicijskim materijalima, osim što je temperatura na kojoj se zagrijavaju viša, a tečenje u ustima je minimalno. Međutim, žlice od kompozicijskih materijala nisu čvrste i dimenzijski stabilne te se danas zamjenjuju akrilatom.

## VOSKOVI

Dentalni vosak može biti sastavljen od prirodnih i sintetičkih voskova, guma, masti, masnih kiselina, ulja, prirodnih i sintetičkih smola i različitih pigmenata. Prirodni voskovi nalaze se u prirodi dok se sintetički voskovi proizvode u laboratoriju. Dodatci vosku, također mogu biti prirodni ili sintetički.

### Prirodni voskovi

Prirodni voskovi dijele se prema podrijetlu:

1. mineralni
2. biljni
3. insektni
4. životinjski.

Bolja podjela bazira se na kemijskim sastojcima voskova. Dvije glavne skupine organskih spojeva koje sadržavaju voskovi su hidrokarbonati i esteri, dok neki voskovi sadržavaju također i slobodne alkohole i kiseline. Glavni sastojak većine mineralnih voskova su hidrokarbonati koji imaju 17 do 44 atoma ugljika.



15-42

Hidrokarbonati u biljnim voskovima su zasićeni alkani s 19 – 31 atomom ugljika. Dentalni voskovi sadržavaju molekule u spektru molekularnih masa što utječe na topljivost i tečenje različitih voskova. Biljni i životinjski voskovi sadržavaju visoku koncentraciju estera i karnauba. Glavni ester u pčelinjem vosku je miricil palmitat koji nastaje reakcijom miricilnog alkohola i palmitinske kiseline. Ovaj opis sastojaka prirodnih voskova upućuje na brojne kombinacije organskih spo-

jeva visoke molekularne mase. Sastojci voskova također ovise o izvoru i vremenu prikupljanja sirovine.

**Parafinski voskovi** dobivaju se ponajprije kao frakcija prokuhane nafte. Temperatura taljenja općenito se povisuje povišenjem molekularne mase, dok prisutnost ulja u vosku snizuje temperaturu taljenja. Parafinski vosak koji se rabi u dentalnoj medicini je pročišćeni vosak i ima manje od 0,5 % ulja. Prilikom stvrdnjivanja i hlađenja nastaje volumetrijska kontrakcija koja varira od 11 – 15 %.

**Mikrokristalinični vosak** sličan je parafinskom vosku te se dobiva od težih uljnih frakcija petroleja što rezultira višim talištem. Ti voskovi imaju manje volumetrijske promjene prilikom stvrdnjivanja nego parafinski vosak.

**Ozokerit** je mineralni vosak iz nalazišta nafte u središnjoj Europi i zapadnom dijelu Sjedinjenih Država. Sličan je mikrokristaliničnom vosku, osim što sadržava i zatvorene lance hidrokarbonata. Ima vrlo visoki afinitet za ulje, a u količinama od 5 – 15 % uvelike poboljšava fizikalne karakteristike parafina pri taljenju na 54 °C.

**Cerezin** je naziv koji se rabi za voštane destilate iz prirodne mineralne nafte ili lignita, kao i mikrokristalinični vosak. To su ravni i razgranani lanci parafina koji imaju višu molekularnu masu i veću tvrdoću nego hidrokarbonatni voskovi iz tvrde sirovine. Ti se voskovi mogu rabiti da se povisi talište parafinskih voskova.

**Montanski voskovi** dobivaju se ekstrakcijom iz različitih lignita i iako su mineralni voskovi, njihov sastav i karakteristike slični su biljnim voskovima. Oni su tvrdi, krti i sjajni, dobro se spajaju s drugim voskovima i rabe se za poboljšanje tvrdoće i tališta parafinskih voskova.

**Karnaubski i urikuri voskovi** sastoje se od ravnih lanaca estera, alkohola, kiselina i hidrokarbonata. Odlikuju se visokom tvrdoćom, krtošću i visokom temperaturom taljenja. Rabe se za povećanje tvrdoće i povišenje tališta parafinskih voskova. Npr. dodatkom 10 % karnauba voska parafinskom vosku talište se povisuje s 20 na 46 °C.

**Kandelilski voskovi** sastoje se od 40 – 60 % parafinskih hidrokarbonata. Uporaba im je slična karnaubi i urikuri vosku.

**Japanski vosak i kakaov maslac** nisu pravi voskovi nego su masti. Japanski vosak sadržava gliceride palmitinske i stearinske kiseline i kiseline visoke molekularne mase. Kakaov maslac je prava mast i sastoji se od glicerida stearinske, palmitinske, oleinske i laurinske kiseline. Japanski vosak se može miješati s parafinom radi lak-

šeg oblikovanja i mogućnosti emulziranja, dok se kakaov maslac rabi kao zaštita od dehidracije mekih tkiva i zaštita staklenoionomernih proizvoda od vlage tijekom stvrdnjavanja te dehidracije nakon stvrdnjavanja.

**Pčelinji vosak** je glavni insektni vosak koji se rabi u dentalnoj medicini. To je složena smjesa estera i zasićenih i nezasićenih hidrokarbonata te organske kiseline visoke molekularne mase. To je na sobnoj temperaturi kruti materijal koji na tjelesnoj temperaturi postaje plastičan. Dodaje se parafinskom vosku za poboljšanje plastičnosti, a glavni je sastojak ljepljivog voska.

## Sintetički voskovi

Uporaba sintetičkih voskova i smola je u porastu, no još je limitirana njihova uporaba jer sadržavaju mnoge komponente prirodnih voskova. Iako se kemijski razlikuju od prirodnih voskova imaju neke karakteristike, kao što je talište ili tvrdoća, koji su slični prirodni voskovima.

Sintetički voskovi mogu biti:

1. polietilenski vosak
2. polioksietilen-glikolni voskovi
3. halogenirani hidrokarbonatni voskovi
4. hidrogenirani voskovi
5. voštani esteri dobiveni reakcijom masnih alkohola i kiseline.

Polietilenski voskovi s molekularnom masom od 2000 – 4000 imaju talište na 100 – 105 °C. Njihova fizikalna svojstva slična su svojstvima parafinskih voskova visoke molekularne mase dobivenim iz nafte.

## Gume

Mnogi voskovi koji se dobivaju od biljaka i životinja spadaju u skupinu tvari koja se naziva gume. Mnoge biljke proizvode različite gume koje su viskozni amorfnu eksudati koji se stvrdnjuju na zraku. Većina guma su složeni spojevi karbohidrata. Kada se miješaju s vodom nastaju ljepljive viskozne tekućine. Tu spada gumiarabika i tragakant. To su dvije prirodne gume koje prema svojim karakteristikama ne sliče voskovima.

## Masti

Masti slične na voskove, međutim mekše su i imaju nižu temperaturu taljenja. Također su bez okusa, mirisa i boje u čistom obliku. Kemijski se sastoje od estera i različitih masnih kiselina s glicerolom. Masti se mogu rabiti da povise talište i tvrdoću složenog voska. Ulja se miješaju s voskovima da smekšaju smjesu i da poboljšaju mogućnost poliranja površine.

## Smole

Smole prema svojim karakteristikama slične voskovima. Mnoge vrste drveća i drugih biljaka proizvode eksudate prirodnih smola kao što je damar, rosin ili sandarak. Prirodne smole su relativno netopljive u vodi, ali su topljive u organskim otapalima. Iako se većina prirodnih smola dobiva od drveća i biljaka šelak se dobiva od insekata. Damar i kauri smola miješaju se s voskom za povećanje tvrdoće. Sintetičke smole kao polietilen i vinil smole mogu se dodati parafinskom vosku za povećanje čvrstoće i elastičnosti.

## Svojstva voskova

Korisne i važne karakteristike voskova su: talište, termička ekspanzija, mehanička svojstva, tečenje, zaostalo naprezanje i rastezljivost.

**Talište:** budući da voskovi mogu sadržavati više vrste molekula u širokom rasponu molekularnih masa, oni nemaju točku tališta nego interval taljenja. Interval taljenja za parafinski vosak je od 44 – 62 °C. Za karnauba vosak je od 50 – 90 °C. Dodatkom karnauba voska u parafinski vosak njegovo se talište povišuje.

**Termička ekspanzija:** kao i drugi materijali, vosak expandira pri povišenim temperaturama, a kontrahira se kad se temperatura smanjuje. Ta osnovna karakteristika može se promijeniti dodatcima, ali reakcija na promjene temperature ne može se u potpunosti isključiti. Općenito, dentalni voskovi i njihove komponente imaju najveći koeficijent termičke ekspanzije od svih materijala koji se rabe u restaurativnoj stomatologiji. Mineralni voskovi općenito imaju veći koeficijent linearne termičke ekspanzije nego biljni voskovi, jer imaju slabe sekundarne valentne sile. Mnogi voskovi pokazuju najmanje dvije faze ekspanzije između 22 i 52 °C. Neki voskovi imaju različita vremena ekspanzije u različitim rasponima temperatura, npr. *inlay* vosak. Budući da je TKE *inlay* voska tako velik, promjene temperature

u voštanom predlošku nakon stvrdnjivanja mogu biti odlučujući čimbenik u nepreciznosti gotovog odljeva.

**Mehanička svojstva** voskova najviše ovise o temperaturi. To su modul elastičnosti i čvrstoća. Modul elastičnosti raznih voskova na 23 – 40 °C pokazuje da karnauba vosak ima najviše vrijednosti, a pčelinji vosak najmanje. Modul elastičnosti *inlay* voska je važan u higroskopskoj ekspanziji ulaganja predloška, gdje je predložak izložen naprezanju zbog širenja materijala za ulaganje. On može biti umanjen uporabom voskova s različitim modulom elastičnosti za različite dijelove predloška, npr. kod krune, bočne se stijenke izrade u *inlay* vosku, dok se okluzijska površina može izraditi u mekšem zelenom vosku čiji su omjeri modula elastičnosti 7 : 1.

**Tečenje** voska u tekućem stanju je sinonim za viskoznost. Iznad točke tališta, naprotiv, tečenje je mjera za plastičnu deformaciju materijala na određenoj temperaturi. Tečenje je, dakle, u tijesnoj ovisnosti o temperaturi voska, sili deformacije i vremenu. Tečenje jako raste kad se vosak približava točki tališta. Žuti pčelinji vosak ne teče značajno do 38 stupnjeva, a na 40 je tečenje 7 %. Zbog toga se pčelinji vosak najviše rabi kao glavni sastojak u voskovima za otiske.

**Zaostala naprezanja:** bez obzira na to koja se metoda izrade voštanih predložaka primjenjuje, gotovi voštani predložak je uvijek podložan rezidualnom naprezanju. Prisutnost rezidualnog naprezanja može se prikazati usporedbom krivulja termičke ekspanzije prekaljenog voska s voskom koji je hlađen pod pritiskom ili tenzijom. Kada se razmekšani vosak tijekom hlađenja drži pod pritiskom termička ekspanzija je veća nego kod prekaljenog voska. Ako se voštani predložak tijekom hlađenja podvrgne vlačnoj sili, termička ekspanzija će biti manja. Promjene u veličini mogu se objasniti na sljedeći način: kada se predložak stavi pod pritisak tijekom hlađenja atomi i molekule su silom pritisnute jedna prema drugoj. Nakon što se predložak ohladio na sobnu temperaturu, i kada je pritisak uklonjen, pokretanje molekula je ograničeno, što rezultira rezidualnim naprezanjem. Kada se predložak zagrijava, oslobađanje rezidualnog naprezanja pribraja se normalnoj termičkoj ekspanziji te je ukupna ekspanzija veća.

**Rastezljivost** se, kao i tečenje, povećava s povišenjem temperature. Općenito, voskovi s nižim talištem su rastezljiviji na svim temperaturama, nego oni s višim talištem, dok su vrlo rafinirani voskovi krhki.

## Primjena voskova u dentalnoj medicini

**Uporaba *inlay* voska:** zlatni *inlayi*, krunice i mostovi oblikuju se tehnikom voštanog predloška. Voštani predložak je duplikat oblika i veličine odljeva. Voštani predložak se ulaže u materijal za ulaganje te se tako dobiva kalup za lijevanje metalnog odljeva. Nakon toga se vosak eliminira zagrijavanjem te se u kalup ulijeva rastaljena legura. *Inlay* vosak sastoji se od parafina, mikrokristaliničnog voska, cerezina, karnaube, kandelile i pčelinjeg voska, i to u omjerima 60 : 25 : 10 : 5 %. *Inlay* vosak može biti tvrdi, srednje tvrdi i meki, što je oznaka njegova tečenja. TKE za *inlay* vosak je najveći od temperature usne šupljine do 45 stupnjeva. *Inlay* vosak ima visoki koeficijent ekspanzije, teži distorziji i promjeni oblika ako se ostavi bez potpore. Ta karakteristika ovisna je o temperaturi tijekom izrade i pohranjivanja predloška. Zato se gotovi predlošci moraju držati u hladnjaku ako se ne lijevaju unutar 30 min. Odljevi koji su stajali u hladnjaku prije ulaganja se moraju temperirati na sobnoj temperaturi.

**Uporaba voska za modeliranje:** predlošci za metalni skelet djelomičnih proteza i sličnih oblika izrađuju se od voska za modeliranje. Ti se voskovi mogu naći u obliku listova, najčešće 0,4 i 0,32 mm debljine, i u obliku već prefabriciranih oblika, npr. žica, mrežica i slično, najčešće do 10 cm dužine. Iako se voskovi za modeliranje rabe za predloške metalnih odljeva, njihove se karakteristike razlikuju. Njihov sastav je vrlo sličan kao i *inlay* vosak, samo u različitim omjerima sastojaka. Ploče voska za modeliranje rabe se u minimalnoj debljini za palatinalne i lingvalne spojke. Budući da se ti voskovi rabe za izradu lijevanih restauracija, kao i *inlay* vosak, moraju ispariti na oko 500 °C.



**Slika 14-6.** *Inlay* vosak.





**Slika 14-7.** Vosak za modeliranje.



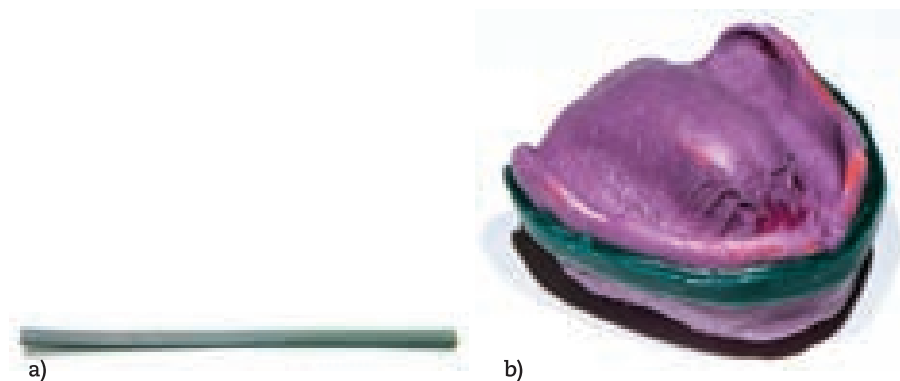
**Slika 14-8.** Voštane ploče.

**Uporaba smole za modeliranje:** svjetlosno polimerizirana smola može biti visoke i niske viskoznosti, a rabi se za izradu predložaka za lijevane restoracije, keramičke *inlaye*, krunice i mostove, i precizne spojke. To su paste koje sadržavaju diuretan-dimetakrilat i poliuretan-dimetakrilat. Postoje i samovezujući akrilni materijali od kojih se oblikuju predlošci za *inlaye*. Te smole za modeliranje imaju nižu kontrakciju nego akrilne smole, veću čvrstoću nego voskovi, dobru dimenzijsku stabilnost i izgaraju bez ostatka.

**Uporaba voštanih ploča:** rabe se za određivanje vertikalne dimenzije, protetičke plohe i izradu voštanih bedema kod potpunih proteza. Uobičajeno su ružičaste boje iz estetskih razloga. Predlošci za ortodontske naprave i akrilatne djelomične

proteze, također se izrađuju od ružičastog voska. Voštane ploče imaju 70 – 80 % parafinskog voska i mali postotak drugih voskova. Najčešće su debljine 0,13 cm, veličine  $7,6 \times 15$  cm. Postoje tri vrste tih ploča: meka, tvrda i vrlo tvrda. Voštane ploče tipa 2 i 3, mogu se rabiti u ustima. Iako dimenzijska stabilnost ružičastog voska nije tako presudna kao kod *inlay* voska, pri određivanju međučeljskih odnosa važna je precizna registracija okluzijskih odnosa. Ružičasti vosak može se lako obrađivati oštrim instrumentima.

**Uporaba voska za ulaganje:** kako bi se od otiska bezubih grebena izlio model, oko rubova otiska postavlja se voštana vrpca te se u njega ulijeva sadra. Takav se postupak provodi kod nekih drugih vrsta otisaka. Vosak dolazi u obliku štapića ili vrpca kojima se obavlja rub otiska. Budući da je otisak izrađen od elastičnog materijala koji se lako može oštetiti, vosak za ulaganje se na sobnoj temperaturi može lako adaptirati.



Slika 14-9. a,b) Vosak za ulaganje.



Slika 14-10. Ljepljivi vosak.

**Uporaba ljepljivog voska:** ljepljivi vosak se sastoji se od smjese voskova, smola i nekih dodataka. Takav materijal je ljepljiv kada se razmekša te prijanja na površinu. Na sobnoj temperaturi je čvrst i krt. Rabi se za povezivanje metalnih ili akrilatnih dijelova u željenom položaju te za lijepljenje sadrenih modela.

## LITERATURA

1. Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH. Dental Waxes, Casting Investments, and Casting Procedures. U: Anusavice KJ (ur.). Phillips Science of Dental Materials. 12. izd. Philadelphia: Saunders; 2012.
2. Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH. Gypsum products. U: Anusavice KJ (ur.). Phillips' Science of Dental Materials. 12. izd. Philadelphia: Saunders; 2012.
3. Manappallil JJ. Basic Dental Materials. 2. izd. New Delhi: Jaypee Brothers Publishers; 2003.
4. Morrow RM, Rudd KD, Roads JE. Dental Laboratory Procedures: Complete Dentures, Volume 1. 2. izd. Maryland Heights: Mosby; 1986.
5. O'Brien WJ. Dental materials and Their Selection. 4. izd. Hanover Park: Quintessence Pub Co; 2009.
6. Powers JM, Wataha JC. Dental Materials: Properties and Manipulation. 10. izd. Maryland Heights: Mosby; 2012.
7. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials, 13. izd. Maryland Heights: Mosby; 2011.

# 15. POGLAVLJE

---

## Površine dentalnih materijala i njihova obrada

Josip Kranjčić

*Površine dentalnih materijala moraju biti kvalitetno obrađene s ciljem postizanja glatkih i sjajnih površina, što pridonosi estetskoj i funkcionalnoj trajnosti radova, smanjenju nakupljanja zubnoga plaka te otpornosti površine materijala na koroziju. Postupak obrade površina materijala podrazumijeva proces abrazije, odnosno trošenje površine materijala abrazivnim sredstvima čija je tvrdoća veća od tvrdoće objekta koji se obrađuje. Sredstva za obradu površina dijele se na prirodne i sintetičke abrazive. Sintetički abrazivi su boljih fizičkih svojstava, jeftiniji su i stoga zastupljeniji u svakodnevnoj praksi. Abrazivi dolaze u različitim oblicima i veličinama; kao dijamantne, karbidne te čelične freze i svrdla raznih oblika i veličina, u obliku kamenčića, kolutova, diskova i brusnih vrpca. Pri obradi površina dentalnih materijala važno je odabrati vrstu abrazivnih sredstava koja odgovara materijalu koji se obrađuje jer će tada i kvaliteta obrađene površine biti značajno veća.*

Dentalni materijali (površine dentalnih materijala) moraju biti otporni na različite utjecaje u usnoj šupljini. U usnoj šupljini učestale su: promjena temperature koja varira u ovisnosti o vanjskoj temperaturi, učestalosti otvaranja usta te konzumiranju tople i hladne hrane ili pića; promjene pH vrijednosti sline; promjene žvačnog tlaka po jedinici površine zuba ili nekog dentalnog materijala. U usnoj šupljini osim toga obitava i mnoštvo različitih mikroorganizama. Dentalni materijali primijenjeni tijekom restaurativnih zahvata ili pak izradom fiksnih, mobilnih i kombiniranih protetičkih radova, također utječu na mehaničke, fiziološke i kemijske uvjete u usnoj šupljini. Ubrzo nakon četkanja zuba, na površinama zuba i dentalnih materijala stvara se pelikula bogata glikoproteinima iz sline i čini medij na koji mogu lako adherirati mikroorganizmi: bakterije, virusi i gljivice. Stoga je osim redovite i ispravne oralne higijene pacijenata važna i kvalitetna obrada površine dentalnih materijala s ciljem uklanjanja površinskih nepravilnosti koje

pridonose taloženju zubnog plaka. Zato je svaki ispun na zubu (kompozitni ili amalgamski) potrebno završno obraditi i ispolirati. Isto vrijedi i za površine svih protetičkih radova koje moraju biti završno obrađene; glazirane ili ispolirane prije predaje pacijentu. Ti postupci pridonose estetskom izgledu restaurativnih i protetičkih radova, osigurava im se funkcionalna i estetska trajnost te zaštita površine radova od korozije. Na glatkim i sjajnim površinama teže se zadržavaju ostatci hrane i zubni plak, a ujedno kvalitetno obrađene površine dentalnih materijala manje troše zube suprotne čeljusti.

## SUPSTRAT, ABRAZIV I ABRAZIJA

Za postupak obrade površine dentalnih materijala često se rabe različiti pojmovi. Materijali kojima se površina obrađuje, odnosno abradira, nazivaju se **abrazivima**, a materijal koji se obrađuje, odnosno troši, naziva se **supstratom**. Abrazija je proces trošenja površine jednog materijala (npr. dentalnog) djelovanjem drugog materijala na njegovu površinu. Obrada površine materijala brušenjem podrazumijeva mehaničko uklanjanje površinskog sloja materijala postupkom abrazije, a rabe se abrazivi čestica većeg promjera. Poliranje je postupak završne (mehaničke) obrade površine materijala, kojim se hrapave površine u potpunosti zaglađuju, a u tu se svrhu primjenjuju abrazivi manjih čestica. Svi ti postupci ubrajaju se u završnu obradu površine restaurativnih ili protetičkih radova i faze su u postupku obrade hrapave u finiju i glatku površinu.

### Abrazija

Abrazija je postupak trošenja površine supstrata. Tijekom procesa abrazije, na dodirnoj plohi dviju površina zbivaju se trenje i trošenje, a znanstveno-stručna disciplina koja se bavi problemima trenja i trošenja naziva se tribologijom.

Kako bi uopće došlo do relativnoga gibanja između dviju ploha u dodiru, prvo treba svladati silu trenja. Zbog međusobnoga gibanja i dodirivanja tih dviju ploha, nastaje trošenje površine mekše plohe. Trošenje je stoga definirano kao postupni gubitak materijala s površine krutog tijela zbog dinamičnog dodira s drugim tijelom u krutom ili tekućem stanju.

Rezultat procesa abrazije je, ovisno o veličini i obliku čestica abraziva, površina često nepravilnog (hrapavog) oblika s mnoštvom brazda i ogrebotina koju treba dodatno polirati.

Pod hrapavošću se podrazumijevaju nepravilnosti na površini koje su ovisne o postupku obrade, ali ne uključuju valovitost, odstupanje od oblika i površinske pogreške. Razlikuju se tri vrste abrazije: „čista“, „selektivna“ i „nulta“. Do „čiste“ abrazije dolazi kad je tvrdoća abraziva veća od tvrdoće supstrata, ili svih komponenti supstrata ako je riječ o višefaznom materijalu. Nakon djelovanja abraziva površina će biti istrugana, a ovisno o tome je li supstrat duktilan ili krhki materijal, čestice trošenja su strugotine spiralnog oblika (duktilan supstrat) ili lomljene strugotine (krhki materijal). Ako je pak supstrat višefazni materijal, a jedna ili nekoliko komponenti su veće tvrdoće od tvrdoće abraziva, nastaje „selektivna“ abrazija. Površina supstrata je izbrazdana s prekidima na onim mjestima gdje se nalaze komponente supstrata tvrđe od abraziva. Međutim, kako proces abrazije napreduje, među česticama strugotina nađu se i čestice tvrdih komponenti supstrata. Zbog abrazije mekših čestica supstrata, tvrđe čestice postupno postaju ogoljele, gube svoje uklještenje među mekšim česticama te konačno budu izbačene iz površine izložene procesu abrazije. U slučaju kada je površina supstrata tvrđa od abraziva dolazi do „nulte abrazije“. Tada površina poprima poliran izgled, a čestice trošenja su sitne ljuskice uglavnom iz vanjskoga površinskog sloja supstrata koji čini sloj nečistoća, adsorbiranih plinova i oksida. „Selektivna“ i „nulta“ abrazija rezultiraju manjim iznosom abrazijskog trošenja od „čiste“ abrazije što bi u praksi i trebalo biti poželjnije. Temeljem navedenoga može se zaključiti kako je za otpornost neke površine na abraziju važan odnos tvrdoće abraziva i supstrata dobivene uobičajenim metodama ispitivanja s opterećenjima većima od 10 N (ako je supstrat monofazan materijal). Međutim, za postizanje „selektivne“ ili „nulte“ abrazije ključna je vrijednost mikrotvrdoće supstrata – tvrdoća strukturnih komponenti ili površinskih slojeva supstrata mjerena s opterećenjima manjima od 10 N. Nekoliko čimbenika utječe na abraziju:

- Tvrdoća – tvrdoća abraziva treba biti veća od tvrdoće supstrata. U protivnom će se abraziv trošiti, a površina supstrata ostaje neobrađena. Tijekom procesa abrazije supstrat se zagrijava, što ga može omekšati i dodatno utjecati na abraziju. Vrijednosti tvrdoće prema Mohsu, Vickersu i Knoopu za neke abrazive i supstrate prikazane su u tablici 15-1.
- Veličina čestica abraziva – s obzirom na promjer, čestice abraziva dijele se na: male čestice (0 – 10  $\mu\text{m}$ ), srednje velike (10 – 100  $\mu\text{m}$ ) i velike, odnosno grube čestice (100 – 500  $\mu\text{m}$ ). Abrazivne čestice većeg promjera jače abradiraju, ali površina supstrata ostaje hrapavija i grublje obrađena.
- Oblik čestica abraziva – abrazivne čestice nepravilna oblika s oštrim rubovima i kutovima abradiraju površinu supstrata jače i brže te ostavljaju dublje braz-

**Tablica 15-1.** Vrijednosti tvrdoće abrazivnih materijala, tvrdih zubnih tkiva i nekih dentalnih materijala

MATERIJAL	VRIJEDNOSTI TVRDOĆE		
	VICKERS	KNOOP	MOHS
Dijamant	–	7000 – 10.000	10
Silicijev karbid	–	2500	9 – 10
Volframov karbid	–	1900	9,8
Korund	–	2000	9
Brusni papir	–	2000	7 – 9
Granat	–	1350	8 – 9
Cirkonijev silikat	–	–	7,5
Kvarc	–	820	7
Pijesak	–	–	7
Kositrov oksid	–	–	6 – 7
Keramika	430	560	6 – 7
Plovučac	–	460 – 560	6 – 7
Tripoli	–	–	6
Kobalt-krom legura	280 – 380	–	–
Nikal-krom legura	200 – 395	153 – 328	–
Titan	210	–	–
Hibridni kompozit	61 – 159	55	5 – 7
Mikropunjeni kompozit	37 – 160	30	5 – 7
Caklina	294 – 408	340 – 431	5
Dentalni amalgam	120 (Ag <sub>2</sub> Hg <sub>3</sub> faza)	90	4 – 5
Zlatna legura tipa IV	150 – 280	220	4
Zlatna legura tipa III	122 – 250	–	3
Dentin	57 – 60	70	3 – 4
Kalcit	–	135	3
Cement	–	40	–
Kreda	–	–	3
Sadra	12	–	2
Talk	–	–	1

de na njegovoj površini za razliku od abrazivnih čestica zaobljenijih i tupljih krajeva.

- Brzina – taj se čimbenik odnosi na brzinu kojom se sredstvo za abraziju okreće. Veća brzina znači i veću abraziju, ali i porast temperature supstrata, što također može utjecati na iznos abrazije.
- Pritisak – jači pritisak abraziva tijekom procesa abrazije dovodi do jače abrazije i zagrijavanja materijala.
- Podmazivanje (lubrikacija) – vlaženje dodirne površine supstrata i abraziva najčešće vodenim mlazom (rjeđe glicerinom) tijekom procesa abrazije ima dvojako značenje: 1. hlađenje supstrata (jer se supstrat zagrijava tijekom obrade) te uklanjanje debrisa s njegove površine nastalog obradom; 2. održavanje rezne učinkovitosti abraziva čišćenjem njegove radne površine od debrisa zaostalog tijekom abrazije. Prisutnost sredstava za podmazivanje u prevelikoj količini smanjuje iznos abrazije.

## Poliranje površina dentalnih materijala

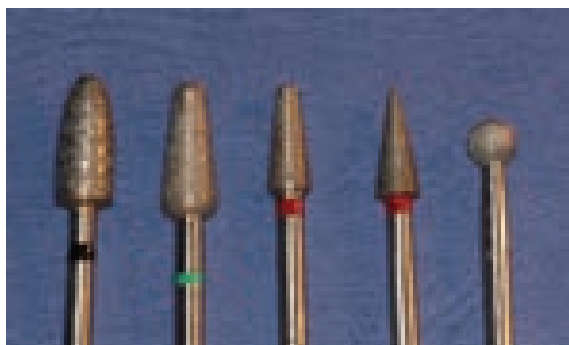
Poliranje je završna faza obrade (abrazije) površina dentalnih materijala. Postupak poliranja također je proces abrazije, ali su čestice abraziva vrlo malih dimenzija. Postupak je to kojim brazde na površinama dentalnih materijala, nastale početnom, grubljom obradom postupno postaju manje izražene sve dok ne dosegnu širinu manju od  $0,5 \mu\text{m}$ . Tada polirana površina postaje sjajna. Zanimljiv je i podatak kako se pod jezikom površina materijala čini hrapavom ako su brazde na toj površini dublje od  $20 \mu\text{m}$ , odnosno vrlo glatkom ako su brazde pliće od  $2 \mu\text{m}$ . Obrada površina dentalnih materijala i poliranje kao završna faza stoga pridonose glatkoći površine te, posljedično tome, smanjenju adhezije dentalnog plaka, karmenca i pigmenata, pridonose estetskoj i funkcionalnoj vrijednosti nadomjestaka i štite obrađene površine materijala od korozije.



## OBLICI I VRSTE ABRAZIVNIH SREDSTAVA ZA OBRADU POVRŠINA DENTALNIH MATERIJALA

Dentalni abrazivi rabe se za uklanjanje mekih i tvrdih zubnih naslaga (profilaksa karijesa i razvoja parodontne bolesti), za brušenje zuba, za okluzijska ubrušivanja ispuna i protetičkih radova te prilikom laboratorijske obrade površina protetičkih radova (legura, akrilatnih, kompozitnih i keramičkih materijala).

Čestice abraziva dobivaju se postupkom mljevenja abrazivnih materijala u čestice željenog promjera. Abrazivi se rabe kao dijamantne, karbidne te čelične freze i svrdla raznih oblika i veličina, u obliku abrazivnih kamenčića, kolutova, diskova i brusnih vrpca (stripsa). Kod dijamantnih svrdala i freza (slika 15-1), dijamantne su čestice najčešće vezivom na bazi nikla i kroma čvrsto povezane za metalnu osnovu instrumenta.



Slika 15-1. Dijamantne freze.

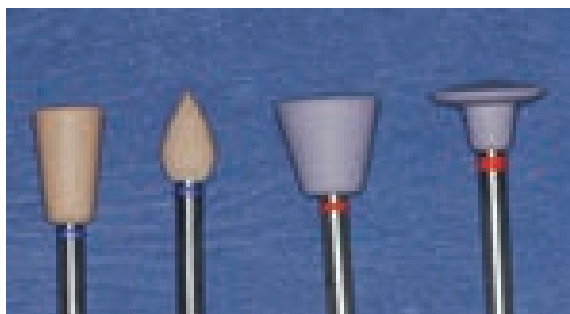
Karbidne (slika 15-2) i čelične freze na površini pak imaju rezne oštrice nastale obradom blokova (šipki) tih materijala dijamantnim diskovima do željenog oblika i veličine radnog dijela.

Različiti kamenčići, kolutovi i diskovi sastoje se od čestica abraziva međusobno spojenih postupkom sinteriranja, ili su pak abrazivne čestice uklopljene u stakleno, smolasto ili gumeno (slika 15-3) vezivo. Abrazivi čije su čestice međusobno sinterirane čvršći su od onih čije su abrazivne čestice spojene vezivom. Abrazivni kamenčići mogu biti različito oblikovani (slika 15-4): konični, plamičasti, šiljasti, cilindrični, bačvasti, obrnuto konični, okrugli te oblika kotačića oštih ili zaobljenih rubova.

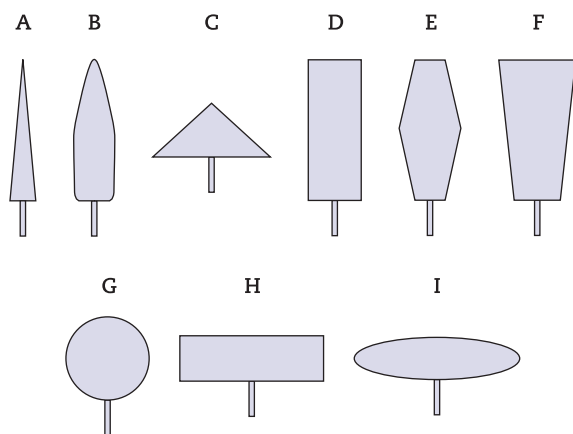
Vrlo često abrazivna sredstva dolaze na tržište kao savitljivi metalni, plastični te papirnati diskovi i vrpce (strips) obloženi abrazivnim česticama koje su adhe-



**Slika 15-2.** Volframove karbidne freze.



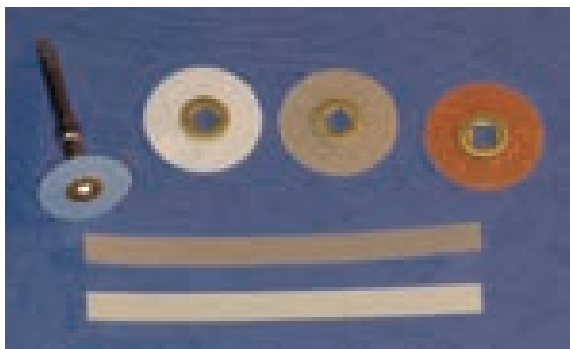
**Slika 15-3.** Gumice za poliranje.



**Slika 15-4.** Oblici abrazivnih kamenčića:

(A) konični, (B) plamičasti, (C) šiljasti, (D) cilindrični, (E) bačvasti, (F) obrnuto konični, (G) okrugli te oblika kotačića (H) oštih ili (I) zaobljenih rubova.

zivom vezane za svoju podlogu (slika 15-5). Abrazivi se primjenjuju i u obliku praška ili pasta gdje su čestice abraziva raspršene u osnovi koja je topljiva u vodi (npr. u glicerinu) i primarno se rabe za završno poliranje površina u kombinaciji s četkicama i jelenjom kožom ili platnenim kolutovima (slika 15-6).



**Slika 15-5.** Diskovi i vrpce obloženi abrazivnim česticama.



**Slika 15-6.** Četka s konjskom dlakom i kolutovi jelenje kože za završno poliranje.

S obzirom na način primjene abraziva – u obliku pasta i praškova ili pak kao sredstvo čije su abrazivne čestice sinterirane ili čvrsto vezane na neku podlogu (npr. metalnu) razlikuje se abrazija tijekom dodira dva (dvotočkasta) ili pak tri različita tijela ili materijala (trotočkasta).

Obrada ispuna na zubu, primjerice dijamentnim svrdlom, označuje abraziju u dodiru dvaju tijela, međutim završno poliranje površine protetičkog rada pastom za poliranje i jelenjom kožom označuje abraziju tijekom međusobnog dodira triju tijela (materijala) jer se u tijesnom dodiru između površine protetičkog rada i jelenje kože nalaze abrazivne čestice iz paste za poliranje.

## MATERIJALI ZA OBRADU POVRŠINA

Broj različitih materijala koji se rabe za obradu površina u dentalnoj medicini je velik, a u ovom će poglavlju biti prikazani najvažniji i najčešće primjenjivani materijali. Abrazivni materijali dijele se na prirodne i sintetičke. Prirodni materijali su korund ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), brusni papir, arkanzaški kamen, dijamant, granat, kreda, kvarc, cirkonijev silikat, sipino polirajuće sredstvo, plovučac (plavac), pijesak, tripoli, a sintetički su materijali sintetički aluminijev oksid, kositar oksid, sintetički dijamant, željezni oksid, čelik, silicijev, volframov i kobaltov karbid. Sintetički materijali imaju bolja, industrijski kontrolirana fizička svojstva, jeftiniji su te je stoga njihova uporaba u svakodnevnom radu sve zastupljenija.

**Korund** je mineralni oblik aluminijeva oksida, bijele boje. Na Mohsovoj ljestvici tvrdoća mu je označena brojem 9 što znači da je na toj ljestvici drugi najtvrdi mineral na svijetu (poslije dijamanta čija je tvrdoća 10). Njegova fizička svojstva ipak su nešto lošija od fizičkih svojstava sintetičkog  $\alpha$  oblika aluminijeva oksida. Primjenjuje se u obliku kamenčića bijele boje uglavnom za obradu metalnih površina. Prirodan oblik aluminijeva oksida je i brusni papir koji se često naziva korundom te izgleda poput sivkasto-crnog pijeska. Dolazi u česticama različitih veličina koje oblažu papir (brusni papir) i kolutove (brusne kolutove) te služi u završnoj obradi metalnih i akrilatnih površina. **Sintetički aluminijev oksid** bijeli je prah, a zbog svoje čistoće može biti tvrdi od korunda. Rabi se kao abrazivni kamenčić, u obliku diskova i brusnih vrpca (stripsa) za fino brušenje cakline, obradu kompozitnih i keramičkih površina ili kao pijesak u pjeskarama. Sve češće se rabi umjesto brusnog papira. Ružičastim i crvenim varijantama sintetičkog aluminijeva oksida dodaje se krom te služe za obradu metala kod metal-keramičkih radova budući da zaostale čestice abraziva ne kontaminiraju obrađivanu metalnu površinu i ne utječu na kemijsku vezu između metalne podloge i keramičkog obložnog materijala.

**Arkanzaški kamen** je poluproziran, abrazivni materijal svijetlosive boje nastao iz sedimentnih stijena, otkriven u Arkanzasu (Sjedinjene Američke Države). Sadržava mikrokristalinični kvarc, guste je strukture i tvrd je. Služi za fino brušenje i poliranje cakline te obradu metalnih, akrilatnih i kompozitnih površina (slika 15-7).

**Dijamant** je proziran, bezbojan mineral, najtvrdi od svih abrazivnih sredstava (tvrdoća 10 prema Mohsu). Kao abraziv dolazi u različitim oblicima: svrdla i freze, savitljive vrpce (stripse) s metalnom podlogom i paste za poliranje. Pri izradi brusnih instrumenata za rad u ustima (svrdla) i zubotehničkom laboratoriju (freze) dijamantne se čestice u jednom ili više slojeva vezivom na bazi nikla i kroma nanose na čeličnu osnovu. Češće se rabi **sintetički dijamant** čija je cijena niža od prirod-



Slika 15-7. Arkanzaški kamenčići.

učinkovitosti i tvrdoće. Na tržište dolaze u obliku diskova i vrpca za obradu metalnih, akrilatnih i kompozitnih površina.

**Kreda** je bijeli prah, po kemijskom sastavu kalcit, odnosno kalcijev karbonat ( $\text{CaCO}_3$ ). Služi za poliranje metalnih i akrilatnih površina do visokog sjaja.

**Kvarc** je modifikacija silicijeva dioksida ( $\text{SiO}_2$ ) te jedan od najrasprostranjenijih minerala u prirodi. Bezbojan je i proziran mineral velike tvrdoće (tvrdoća prema Mohsu 7). Najčešće se rabi u obradi metalnih površina, a može služiti i za abraziju cakline.



Slika 15-8. Dijamantni disk.

nog dijamanta. Sintetički dijamant se rabi za proizvodnju dijamantnih svrdala i diskova (slika 15-8). Sastavni je dio i nekih pasta za poliranje, a veličina dijamantnih čestica u tim pastama može biti manja od 5  $\mu\text{m}$ . Dijamant kao abraziv rabi se u obradi zubnih površina, kompozitnih i keramičkih materijala.

**Granat** podrazumijeva više minerala sličnih fizičkih svojstava i kristalinične forme: silikate alumina, kobalta, željeza, magnezija i mangana. Abrazivi granata obično su tamnocrvene boje, velike rezne

**Cirkonijev silikat** je mineral prljavo bijele, odnosno boje pijeska. Čestice cirkonijeva silikata nanose se na abrazivne diskove i kolutove, a može biti i sastavni dio pasta za poliranje površina.

**Sipino polirajuće sredstvo** vrlo je fino i relativno meko sredstvo za poliranje. Izrađuje se iz kalcificirane unutarnje sipine kosti. Na tržištu se nalazi u obliku papirnatih kolutova koji su obloženi tim abrazivom.

**Plovučac (plavac)** svijetlo je sive boje, a nastaje kao rezultat vulkanske aktivnosti. Pomiješan s vodom služi za početno poliranje metalnih i akrilatnih površina.

**Pijesak** kao abraziv mješavina je čestica prirodnih minerala najvećim dijelom sastavljenih od aluminijske oksida, a može biti i drugih sastojaka poput čestica kristaliničnog kvarca (zvanog kremen). Mlaz pijeska i zraka ili pijeska i vode rabi se za pjeskarenje površina protetičkih radova (uz radni pritisak od 4 do 6 bara) u posebnim uređajima koji se nazivaju pjeskarama. Za pjeskarenje površina protetičkih radova od plemenitih legura rabe se čestice aluminijske oksida promjera oko 50 µm dok se za pjeskarenje neplemenitih odljeva na bazi kobalta, kroma i molibdena rabe čestice pijeska promjera i do 250 µm. Čestice pijeska mogu biti vezane za papirnatu kolutove te i na taj način služiti površinskoj obradi metalnih i akrilatnih nadoknada.

**Tripoli** je fini silikatni prah koji može biti bijele, žute, sive, ružičaste i crvene boje. Rabi se u poliranju metalnih i akrilatnih površina.

**Kositrov oksid** je fini abrazivni materijal koji se miješa s vodom, glicerinom ili alkoholom kako bi se dobila pasta za poliranje površina zuba ili dentalnog amalgama.

**Crvena pasta** sastavljena je od željeznog oksida ( $Fe_2O_3$ ) i vrlo je fino polirajuće sredstvo za zlatne nadomjestke.

**Čelik** je legura željeza s ugljikom (do maks. 2 % C). Čelična se svrdla rabe za brušenje dentina, a u zubotehničkom laboratoriju za obradu akrilata, sadre i drugih relativno mekih materijala.

**Karbid** su spojevi ugljika i nekog metala. U dentalnoj medicini se najčešće rabe **silicijev, volframov i kobaltov karbid**. Ubrajaju se među sintetičke abrazive. **Silicijev karbid (karborund)** je iznimno tvrd (prema Mohsu 9,5), ali lomljiv materijal. Rubovi čestica silicijeva karbida su oštri, a lomljenjem čestica nastaju „novi“ također oštri rubovi. Stoga se silicijev karbid kao abrazivni materijal odliku-

je iznimnom reznom učinkovitošću za više vrsta materijala: metalnih, keramičkih i akrilatnih. Najčešće dolazi u obliku zelenih ili tamnoplavih kamenčića. Svrkla i freze od **volframova** ili **kobaltova karbida** rabe se u brušenju cakline i tvrdih gradivnih materijala. Pogodni su za rezanje stijenki krunica prilikom uklanjanja starih protetičkih radova. Karbidne freze u zubotehničkom se laboratoriju rabe u obradi gotovo svih vrsta materijala osim keramike. Na površini svrdla, odnosno freze, nalaze se rezne oštrice. Svrkla s manjim brojem reznih oštrica (6 – 8 oštrica) na površini ostvaruju bolju reznu učinkovitost. Što je broj oštrica veći, to je manja rezna učinkovitost, a svrdlo bolje finira (12, 20 ili više reznih oštrica) odnosno polira (30 i više reznih oštrica) površinu nadomjestka.

## OBRADA POVRŠINA GRADIVNIH DENTALNIH MATERIJALA

S obzirom na različite materijale koji se primjenjuju u restaurativnim zahvatima te pri izradi protetičkih nadomjestaka, bit će prikazani osnovni koraci u završnoj obradi amalgamskih i kompozitnih ispuna te akrilatnih, metalnih i keramičkih površina protetičkih nadomjestaka.

### Obrada površine amalgamskog ispuna

Nakon unošenja amalgamskog materijala u ispreparirani kavitet na zubu slijedi postupak gnječenja, struganja i zaglađivanja površine ručnim instrumentima kojima se nastoji postići što viši stupanj glatkoće površine. Tako obrađen ispun završno se obrađuje 24 do 48 sati od unošenja materijala u kavitet kada reakcija stvrdnjivanja amalgama u potpunosti završi. Završna mehanička obrada sastoji se od finiranja i poliranja površine amalgamskog materijala, a u tu svrhu mogu se primijeniti čelični, karbidni i dijamantni finireri. Tijekom mehaničke obrade amalgamske površine obvezno je vodeno hlađenje kako bi se spriječilo zagrijavanje amalgama što bi pak moglo dovesti do otpuštanja žive iz legure ili štetno djelovati na zubnu pulpu. Obradom se uklanjaju hrapavosti s površine, udubljenja i izbočenja. Dalje se u obradi površine rabe abrazivni kolutovi s česticama aluminijske oksida ili dijamantne prašine te gumice (s uklopljenim abrazivnim česticama u gumeno vezivo). Svojom vrtnjom i tlačenjem površine amalgamskog ispuna, ti instrumenti površinu čine glatkom i sjajnom te osiguravaju tijesan dodir materijala s caklinom. Završno se površina amalgama može polirati smjesom finih čestica plovučca i vode (ili alkohola) uz rotirajuće četkice ili kolutove kože (platna) montirane na rotirajući instrument.

## Obrada površine kompozitnog ispuna

Površine kompozitnih materijala vrlo su zahtjevne za poliranje i postizanje željenog sjaja zbog složene strukture materijala, koju čine organska smolasta matrica, čestice anorganskog punila i vežuće sredstvo. Kako bi se obradom postigla glatka površina, ravnomjerno bi se trebalo abradirati mekše i tvrđe komponente materijala. Tijekom postupka obrade, tvrđe anorganske čestice „strše“, okružene ogođenim organskim matriksom što sprječava postizanje visokog sjaja. Stoga se pri obradi površine jednim abrazivom treba držati jednog, odabranog smjera obrade. U sljedećem koraku, s drugim abrazivom, obrađuje se u smjeru okomitom na prethodni. Tako se brazde na površini materijala bolje uočavaju pa je i njihovo uklanjanje učinkovitije. U postupku obrade važno je postupno mijenjati abrazivna sredstva od onih grublje površine prema onima čija je površina obložena manjim i zaobljenijim abrazivnim česticama. U prvom je koraku potrebno ukloniti višak kompozitnog materijala, uskladiti okluziju i morfološki dodatno oblikovati ispun karbidnim ili dijamantnim svrdlima. U sljedećem koraku obrade rabe se karbidna svrdla s većim brojem reznih oštrica ili pak dijamantna svrdla abrazivnih čestica manjeg promjera, abrazivni kamenčići aluminijske oksida, arkanzaški kamenčić te savitljivi diskovi obloženi srednje finim i finim abrazivnim česticama. Završno poliranje kompozitnog ispuna obavlja se finim abrazivnim diskovima, gumicama za poliranje koje su impregnirane dijamantnim zrcima u raznim oblicima te pastama za poliranje koje također sadržavaju čestice aluminijske oksida ili dijamanta.

## Obrada površina akrilatnih materijala za fasetiranje i bazu proteze

Akrilatni materijali su relativno meki materijali. Početna gruba obrada provodi se karbidnim frezama različitih oblika i veličina kako bi se uklonio višak materijala i morfološki doradio protetički rad. Pri jačem pritisku i većoj brzini freze lako može doći do zagrijavanja akrilatne površine pa je površinu preporučljivo obrađivati uz kratke prekide (na mahove). Potom se akrilatna površina obrađuje brusnim papirom montiranim na vrtaljku ili gumicama impregniranim abrazivnim česticama kako bi se dodatno uklonile brazde i ogrebotine na akrilatnoj površini, nastale prethodnom primjenom grubljih karbidnih freza. Slijedi završna obrada površine četkama i smjesom plovućca pomiješanog s vodom te poliranje do visokog sjaja kolutovima kože (ili platnenim kolutovima) s tripoli materijalom, kredom ili drugim pastama za poliranje.



## Obrada metalnih površina (koje se ne oblažu estetskim materijalom)

Nakon završenog lijevanja i hlađenja kivete u kojoj je izliveni objekt okružen uložnim materijalom, kiveta se otvara, a uložni materijal uklanja s površina protetičkog rada. Zaostale manje količine uložnog materijala oko izlivenog objekta uklanjaju se pjeskarenjem, smjesom zraka i zrnaca aluminijskoga oksida, u pjeskarama. Slijedi rezanje uljevnih kanalića diskovima s dijamantnim zrcima dodatno ojačanim vlaknima (slika 15-9), a potom mehanička obrada površina izlivenog objekta čime se uklanjaju površinske nepravilnosti i dodatno morfološki uređuje protetički rad.

Površine se grubo obrađuju karbidnim (volframov karbid) frezama različitih oblika i veličina te zelenim kamenčićima od silicijeva karbida. Slijedi obrada metalnih površina ružičastim kamenčićima aluminijskoga oksida te srednje abrazivnim gumicama i kolotovima. Završno poliranje provodi se četkama i pastom za poliranje metala te kolotovima kože (ili platnenim kolotovima) i tripoli materijalom, materijalom koji sadržava željezni oksid (za zlatne legure) ili nekom drugom pastom za poliranje. Na slici 15-10 prikazana je modifikirana potpuna metalna krunica polirana do visokog sjaja.

Metalne baze djelomičnih i potpunih proteza izrađuju se najčešće iz neplemenih legura na bazi kobalta, kroma i molibdena. Nakon vađenja objekta iz kivete za lijevanje, postupak obrade sastoji se od pjeskarenja odljeva kako bi se uklonio osta-



**Slika 15-9.** Disk za rezanje uljevnih kanalića na metalnom odljevu.



**Slika 15-10.** Polirana modificirana potpuno metalna krunica.

tak uložnog materijala i sloj oksida, rezanje uljevnih kanalića diskovima s dijamantnim zrcima dodatno ojačanim vlaknima te grube obrade metalne površine volfram-karbidnim frezama i tvrdim kamenima.

Prije elektrokemijskog poliranja površina odljeva ponovno se može ispjeskariti kako bi se uklonili oksidi i druge nečistoće. Slijedi elektrokemijsko poliranje u posebnom uređaju. Uređaj za elektrokemijsko poliranje sastoji se od posude s elektrolitom (različite kombinacije sumporne kiseline, fosforne kiseli-

ne, glicerina i vode ili sumporne kiseline, etilen-alkohola i vode), katode (najčešće bakrena ploča) i anode (objekt koji se polira). Poliranje se najbolje provodi pri temperaturi kupke od 45 °C do 60 °C. Poliranje je slabije ako se provodi u hladnijem elektrolitu, a bolje je ako se konstrukcija prethodno zagrije u toploj vodi.

Elektrokemijskim poliranjem uklanja se površinski sloj metalnog objekta, a polirana površina postaje sjajna i glatka. Završno mehaničko poliranje provodi se gumicama impregniranim abrazivnim česticama te četkama i kolutovima kože (ili platna), specijalnom voštanom pastom za poliranje legura na bazi kobalta i kroma ili pak drugim pastama za poliranje. Polirana djelomična proteza s metalnom bazom prikazana je na slici 15-11.



**Slika 15-11.** Ispolirana djelomična proteza.

Bez obzira na to o kojoj se vrsti metalne konstrukcije radi, ako je tijekom probe u pacijentovim ustima obavljeno dodatno ubrušivanje (npr. okluzijsko usklađivanje), te je površine potrebno iznova finirati i polirati do visokog sjaja.

## Obrada keramičkih površina

Nakon pečenja keramičkih slojeva i hlađenja objekta slijedi obrada dijamantnim i silicij-karbidnim svrdlima te savitljivim dijamantnim diskovima. Uklanja se višak keramičkog materijala te se uređuje morfologija protetičkog rada. Potom se keramička površina obrađuje bijelim kamenčićima ili pak gumicama raznih oblika impregniranim abrazivnim česticama. Površina se može i polirati dijamantnom pastom za poliranje keramike. Nakon probe keramičkog nadomjestka u ustima pacijenta i eventualnih popravaka (ako su potrebni popravci morfologije, okluzije, boje, itd.) slijedi glaziranje keramičke površine nanošenjem sloja nižetaljive keramike na površinu objekta i pečenje na atmosferskom zraku. Glaziranjem se zatvaraju pukotine unutar keramičkog materijala, osigurava se čvrstoća nadomjestka, glatkoća i sjaj površine te se smanjuje abrazivni učinak keramike na površine zuba i dentalnih materijala u suprotnoj čeljusti. Druga je mogućnost da se keramički materijal završno obradi samoglaziranjem, ako se tijekom 1 do 4 minute drži na zraku pri temperaturi pečenja. Na taj se način također čuvaju površinska svojstva materijala i struktura keramike. Ako se glazura ukloni iz nekog razloga, a keramički se nadomjestak ne može ponovno glazirati, bitno je narušena kvaliteta površine. Stoga se oštećena keramička površina mora intraoralno dobro ispolirati uz vodeno hlađenje finim abrazivnim sredstvima i dijamantnom pastom za poliranje. Iako je uvriježeno shvaćanje kako je polirana keramika grublje površine od glazirane keramike, kvalitativna i kvantitativna istraživanja poliranih keramičkih površina pokazuju kako se zadovoljavajuća površina ipak može postići i poliranjem.

Kvalitetna obrada površine dentalnih materijala bitno utječe na trajnost restaurativnih i protetičkih radova. Stoga je vrlo važno da dentalni tehničar i doktor dentalne medicine odaberu set abrazivnih sredstava prikladan vrsti materijala koji treba obraditi jer će tada i kvaliteta obrađene površine biti značajno veća.

## LITERATURA

1. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 12. izd. Philadelphia: Saunders; 2012.
2. Čatović A, Komar D, Čatić A (ur.). Klinička fiksna protetika: Krunice. Zagreb: Medicinska naklada; 2015.
3. Ivušić V. Tribologija. Zagreb: Hrvatsko društvo za materijale i tribologiju; 1998.
4. Kraljević K, Kraljević Šimunković S. Djelomične proteze. Zagreb: In.Tri d.o.o.; 2012.
5. Maryam G, Horieh M, Maryam F. Effect of surface roughness and materials composition on biofilm formation. *J Biomater Nanobiotechnol.* 2012;3:541-46.
6. Mehulić K. Keramički materijali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2010.
7. O'Brien WJ (ur.). Dental Materials and Their Selection. 4. izd. Hanover Park: Quintessence Publishing Co, Inc; 2008.
8. Øilo M, Bakken V. Biofilm and Dental Biomaterials. *Materials (Basel).* 2015;8:2887-900.
9. Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *Eur J Dent.* 2014;8:571-9.
10. Schillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3. izd. Hanover Park: Quintessence Publishing Co, Inc; 1997.
11. Stamenković D (ur.). Stomatološki materijali, knjiga 1. Beograd: Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu; 2009.
12. Stewart MG, Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials: Theory, Practice and Cases. 4. izd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer Business; 2013.
13. Štalo J. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. Zagreb: Naklada Zadro; 1994.
14. Živko-Babić J, Jerolimov V. Metali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2005.

# 16. POGLAVLJE

---

## Sustav računalnog oblikovanja i strojne izrade nadomjestaka

Lana Bergman

*Računalno oblikovanje i strojna izrada nadomjestka (CAD – computer aided design / CAM – computer aided manufacturing) sustav je izrade nadomjestaka koji se temelji na intraoralnom, trodimenzionalnom snimanju s pomoću intraoralne kamere, nakon čega slijedi računalno potpomognuto oblikovanje i direktna izrada nadomjestka u jedinici za glodanje. Primjena CAD/CAM tehnologije smanjuje troškove zubnog laboratorija zbog uklanjanja pojedinih faza, a izrada nadomjestka traje kraće nego primjenom konvencionalnih tehnika izrade. CAD/CAM sustav sastoji se od skenera koji konvertira geometrijski oblik zuba u digitalni, softwera pomoću kojeg se obrađuju podatci koji se završno šalju u glodalicu gdje se nadomjestak gloda iz tvornički izrađenih blokova materijala. Ovisno o lokaciji tih triju komponenata, postoje tri koncepta izrade nadomjestka: direktna tehnika izrade nadomjestka ordinacijski u jednom posjetu, integrirana ordinacijsko-laboratorijska tehnika i centralizirana izrada u proizvodnom centru.*

Tijekom godina došlo je do značajnog skoka u razvoju dentalnih materijala i tehnologija. Dentalna medicina napredovala je od nadomjestaka napravljenih od žice, slonovače i drveta, do današnjih visokoestetskih potpunokeramičkih sustava velike čvrstoće, dentalnih implantata i raznih materijala za nadoknadu zuba i ostalih tkiva u maksilofacijalnoj regiji. CAD/CAM (CAD – *computer aided design* / CAM – *computer aided manufacturing*) tehnologija dovela je revoluciju u ordinacije dentalne medicine. Poboljšanje i razvoj novih materijala konstantno motivira dentalnu industriju na implementaciju novih postupaka u proizvodnji. Primjena CAD/CAM tehnologije smanjuje troškove zubnog laboratorija, a izrada nadomjestka traje kraće nego primjenom konvencionalnih tehnika izrade. Današnji CAD/CAM sustavi, bez obzira na visoku cijenu, našli su svoje mjesto na tržištu. U godinama koje dolaze očekuje se da CAD/CAM tehnologija u potpunosti zauzme mjesto konvencionalnih postupaka izrade protetičkih nadomjestaka. CAD/CAM

sustavom u početku su se izrađivali samo *inlay*, *onlay* i pojedinačna krunica, a u posljednje su se vrijeme mogućnosti primjene proširile.

## POVIJESNI RAZVOJ CAD/CAM SUSTAVA

Proces razvoja CAD/CAM tehnologije počeo je u 50-im godinama prošlog stoljeća.

70-ih i 80-ih počela je primjena u raznim granama industrije. CAD/CAM tehnologiju za primjenu u dentalnoj medicini predstavio je Duret 1971. god. kao sredstvo za izradu nadomjestaka u restaurativnoj stomatologiji. Prvi CAD/CAM protetički nadomjestak proizveo je 1983. god. Duret s pomoću *Sopha* CAD/CAM sustava. Sustav se temeljio na optičkom otisku bataljka u ustima pacijenta te oblikovanju nadomjestka promatranjem funkcijskih kretnji.

Sustav je poslužio kao smjernica u razvoju današnjih CAD/CAM-a. Prvi sustav koji je ušao u svakodnevnu primjenu u dentalnoj medicini bio je CEREC 1 u 1980-ima. Proizvela ga je tvrtka Siemens. Godine 1994. razvijen je sustav CEREC 2, a kasnije CEREC 3. Tvrtka Sirona je 1999. godine otkupila CEREC 3. CEREC 3 je imao nekoliko tehničkih poboljšanja u odnosu na prethodne, uključujući trodimenzionalnu intraoralnu kameru, mogućnost manipulacije slikom i glodalicu. *Dux* sustav, poznat i kao Titan sustav razvila je tvrtka *DSC Dental* (Allschwill, Švicarska), a sastoji se od digitalnog senzora povezanog s računalnim sustavom i glodalicom. *Celay* sustav koji je razvila tvrtka *Mikrona Technologic* (Spreitenbach, Švicarska) 1990-e godine bio je jako mali stroj koji je digitalno snimao oblik akrilatnog *inlaya* i direktno ga prenosio u stroj za glodanje. Računalno integriranu rekonstrukciju krune zuba razvila je tvrtka *CICERO Dental System B. V.* (Hoorn, Nizozemska). Taj sustav primjenjuje optičko skeniranje, sinteriranje keramike i glodanje kako bi se proizveli nadomjestci s preciznim statičkim i dinamičkim međučeljusnim odnosima. Sljedeću prepreku u razvoju dentalne CAD/CAM tehnologije prešao je dr. Anderson 1987. godine razvojem *Procera* sustava. Uspio je proizvesti titanski odljev tehnologijom erozije iskrom. Taj je sustav dugo vremena rabljen diljem svijeta za proizvodnju potpunokeramičkih nadomjestaka. Današnji *Procera* sustav razvila je tvrtka *Nobel Pharma, Inc.*, (Goteborg, Švedska) i on rabi sustav kopiranja i izrade s pomoću pantografa i strojnog električnog pražnjenja. Pantografsko ticalo čita površinu gipsanog ili voštanog modela, informaciju prenosi u glodalicu da bi se proizvele elektrode toga oblika. Te elektrode služe za izradu konačnog nadomjestka primjenom strojnog električnog pražnjenja. Lava CAD/CAD sustav predstavljen je 2002. godine. Rabi se za izradu osnovne protetičke konstrukcije od cirkonijeva dioksida. Lava rabi laserski optički sustav za digitalizaciju informacija.

*Cercon Zirconia* sustav, razvijen od strane *Dentsply Ceramco* (Burlington, NY, SAD) također se rabi za izradu nadomjestaka od cirkonijeva oksida. Nakon preparacije bataljka, uzima se otisak koji se u laboratoriju izlijeva te se dobije sadreni model. Na radnom modelu navoštava se buduća osnovna konstrukcija koja se snima i glode u glodalicu u 20 % većoj dimenziji kako bi se kompenziralo skvrčavanje materijala kod sinteriranja. U današnje vrijeme CAD/CAM se primjenjuje i za izradu potpunih i parcijalnih mobilnih proteza. Izrada proteze primjenom CAD/CAM sustava uključuje uzimanje otiska gumastim materijalom u posebno oblikovanoj duploj žlici. Te žlice posebno su prilagođene pacijentovoj vertikalnoj dimenziji. Otisak se laserski snima i nastaje 3D model na kojem se radi virtualna postava zuba te se nakraju šalje u glodalicu gdje nastaje konačni nadomjestak.

## CAD/CAM SUSTAVI DANAS

CAD/CAM sustav sastoji se od jedinice za skeniranje u kojoj se nalazi kamera visoke rezolucije koja čita najsitnije detalje. Preciznost digitalizacije preparacije najveći je čimbenik koji utječe na preciznost dosjeda nadomjestka. Preparaciju je moguće skenirati direktno u ustima (intraoralno) ili indirektno na izlivenom radnom modelu (ekstraoralno). Kod intraoralnog skeniranja otiska, na preparirane zube i okolna tkiva nanosi se prah titanova ili magnezijeva oksida da bi se prevenirala refleksija svjetla s površine zuba. *In vitro* istraživanje je pokazalo da nanošenje praha povećava debljinu bataljka za 13 – 85  $\mu\text{m}$ , samim time, ekstraoralno skeniranje pokazalo se preciznijim. Nakon uzimanja optičkog otiska, program izračunava trodimenzionalni model na kojem se može konstruirati rad. Skenirani podatci konvertiraju se u standardni transformacijski jezik (STL format). STL format čitljiv je gotovo svim CAD/CAM softverima. Taj format obrađuje se u softveru te se prebacuje u sustav za glodanje koji je spojen s računalom. U tu svrhu prvo se određuju smjer uvođenja i rub preparacije, nakon toga softver generira oblik nadomjestka. Izračunavaju se podatci potrebni za glodanje i predlaže se prikladan keramički blok. Boja se određuje na pacijentu primjenom odgovarajućeg ključa boja. Konvencionalna tehnika za izradu protetičkih radova uključuje preparaciju zuba, uzimanje otiska, izlivanje i izradu radnog modela, navoštavanje i ulaganje dok je kod CAD/CAM tehnologije moguće uzeti digitalni otisak direktno u ustima pacijenta. Da bi se izbjegle teškoće preciznog skeniranja bataljka u ustima, moguće je uzeti konvencionalni otisak te radni model skenirati u skeneru.

Kao i kod ostalih indirektno rađenih nadomjestaka, preduvjeti za kvalitetan CAD/CAM nadomjestak su precizan i detaljan otisak brušenih zuba te smisleno obliko-

vanje nadomjestka koji će zadovoljiti pacijentova i terapeuta očekivanja. Preciznost rubnog dosjeda uvijek je veliko pitanje, CAD/CAM sustavi napredovali su do točke gdje veličina rubne pukotine iznosi 50  $\mu\text{m}$ .

## CAD/CAM KOMPONENTE I KONCEPTI IZRADE

1. *Scanner* koji konvertira geometrijski oblik u digitalni koji se obrađuje računalo.
2. *Software* s pomoću kojeg se obrađuju digitalni podatci koji se šalju u glodalicu.
3. Glodalica koja iz prefabriciranih blokova materijala gloda željeni nadomjestak u skladu s dobivenim digitalnim podacima.

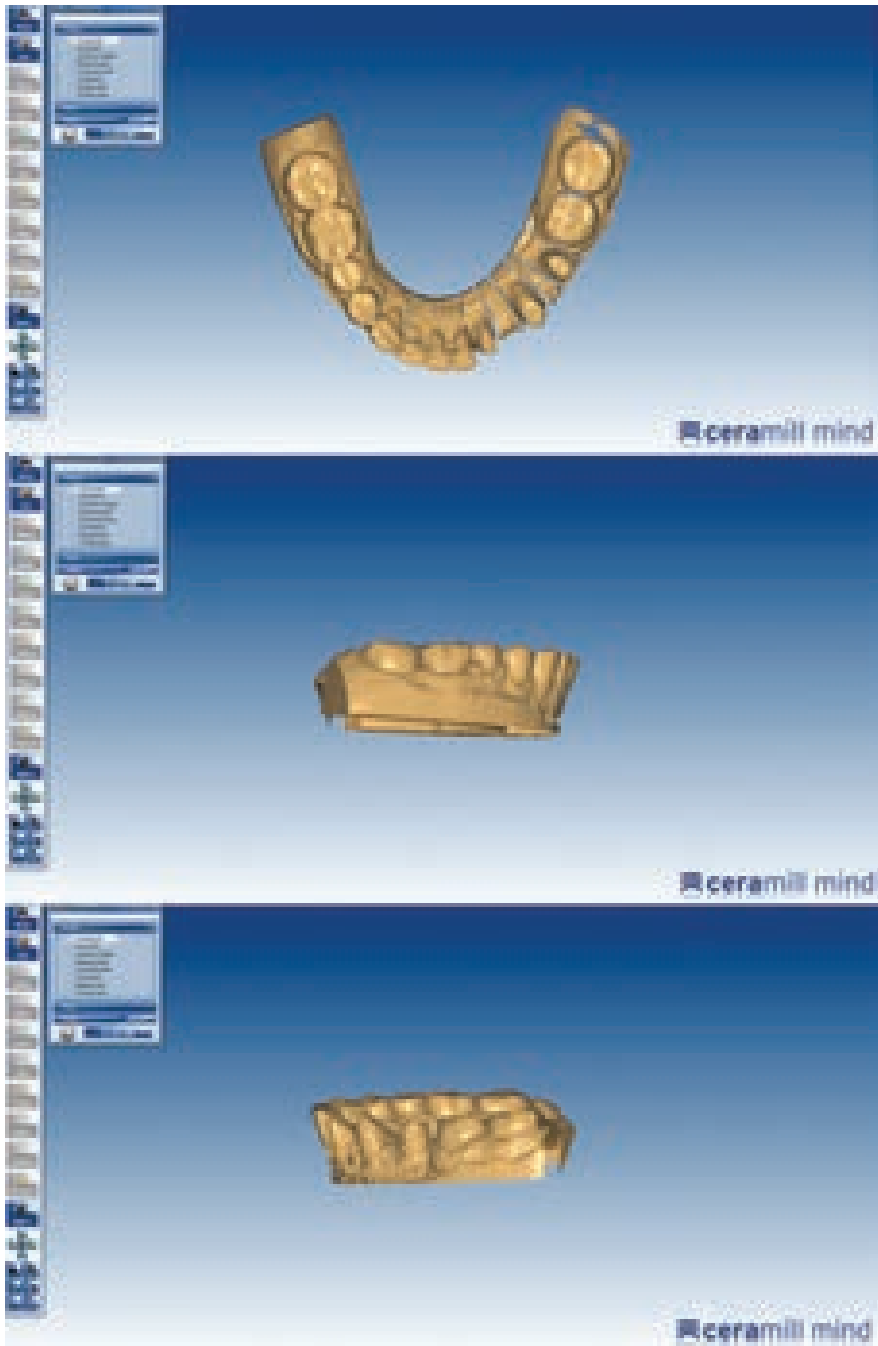
**Skener:** pod pojmom skener (slika 16-1), u dentalnoj medicini, podrazumijeva se uređaj koji prikuplja podatke o površini čeljusti i prepariranih zuba u 3 dimenzije i konvertira ih u digitalni oblik. Postoje dvije vrste skenera; optički i mehanički. Optički skener procesom triangulacije skuplja podatke u 3 dimenzije. Izvor svjetla (laser) i prihvatna jedinica međusobno se nalaze pod određenim kutem. Bijela svjetlost ili laserska zraka služe kao izvor svjetlosti. Kod mehaničkog skenera, radni model se očitava mehanički, liniju po liniju, uporabom kuglice od rubina i odlikuje se iznimnom preciznošću.

**Softver:** na tržištu je dostupan poseban softver, ovisno o proizvođaču, koji se rabi za oblikovanje raznih vrsta protetičkih nadomjestaka (slike 16-2 do 16-5). Softver se stalno unaprjeđuje i nudi nove mogućnosti u obliku *updatea*. Podatci se mogu pohranjivati u raznim formatima.

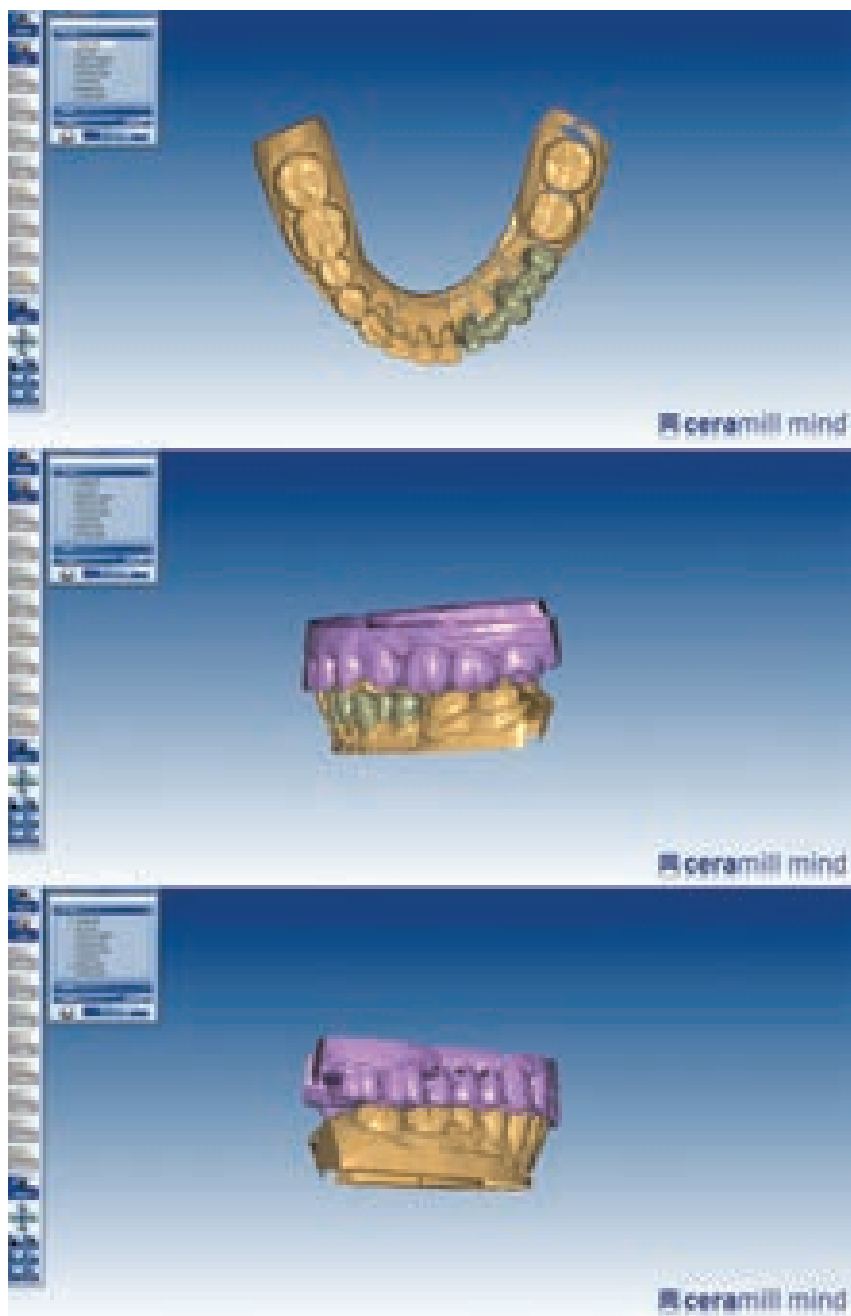


**Slika 16-1.** Intraoralna kamera za skeniranje prepariranih zuba.

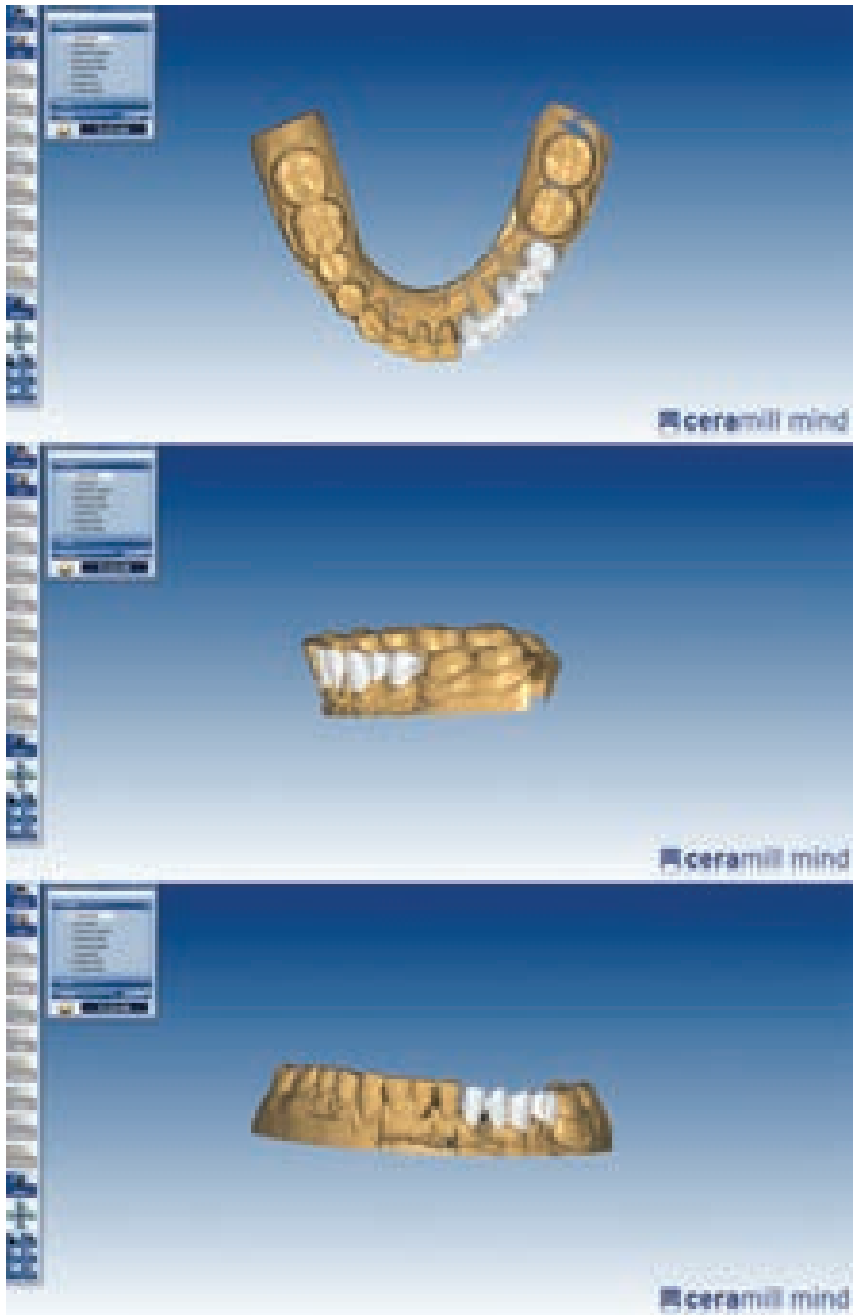




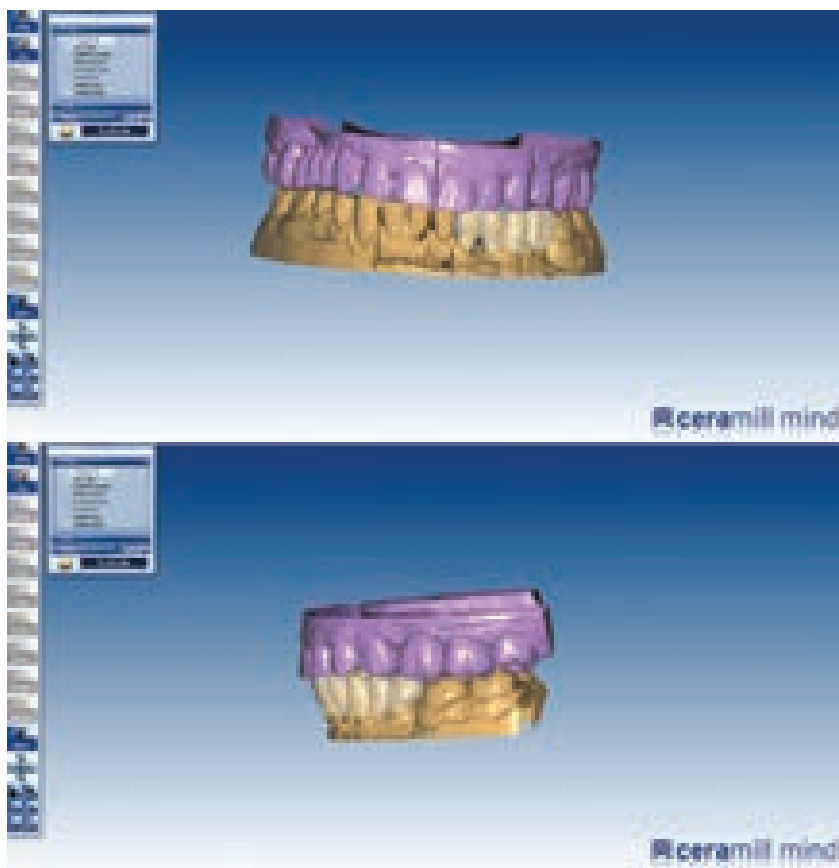
Slika 16-2. Skenirani model donje čeljusti s izbrušenim zubima (bataljcima).



**Slika 16-3.** Digitalno oblikovana osnovna konstrukcija za glodanje iz Co-Cr legure. Modeli u virtualnom artikulatoru.



**Slika 16-4.** Digitalno oblikovana osnovna konstrukcija za glodanje iz cirkonijeva dioksida.



Slika 16-5. Konačni anatomski oblik krunica u okluziji.

Baza su podatci u standardnom transformacijskom jeziku (STL). Razni proizvođači rabe razne formate pohrane podataka koji su specifični za njihov sustav te nisu kompatibilni s drugim sustavima.

**Glodalica:** glodanje je strojni proces dobivanja željenog oblika uporabom freza, brusnih sredstava koja uklanja višak materijala iz bloka dok se ne postigne željeni oblik.

Razni materijali obrađuju se raznim alatima, posebno razvijenim za tu svrhu. Ovisno o odabranom materijalu, rabe se alati s jednom oštricom ili dvjema oštricama. Za glodanje cirkonijeva dioksida preporučuje se uporaba freze s dvjema oštricama zbog mehaničkih svojstava materijala. Za polimetilmetakrilat (PMMA), gipsane modele i vosak dovoljan je alat s jednom oštricom i dovoljnim kutem na-

giba. Podatci potrebni za glodanje nadomjestka generirani s pomoću CAD softvera šalju se u stroj za glodanje (slika 16-6). Glodalice se razlikuju prema broju osi za glodanje:

- Strojevi s 3 osi – ta vrsta glodalice ima mogućnost kretanja u tri ravnine. Prednosti takvih strojeva su kratko vrijeme izrade nadomjestka i pojednostavnjena kontrola proizvodnje. Obično su jeftiniji od strojeva s više osi.
- Strojevi s 4 osi – moguće je glodanje mosnih konstrukcija s većim nerazmjerom u visini iz standardnih blokova čime se štedi na vremenu i materijalu.
- Strojevi s 5 osi – uz mogućnost kretanja u 3 ravnine i rotacije držača bloka (4. os) postoji mogućnost rotacije glave glodalice (5. os). Time je omogućeno glodanje složenih oblika, npr. nagnutih bataljaka.



**Slika 16-6.** Glodalica *Ceramill coolstream* (Amman Girrbach, Njemačka).

Postoje dva načina glodanja, suho i mokro. Suho glodanje najčešće se primjenjuje kod obrade blokova presinteriranog cirkonijeva dioksida. U procesu mokrog glodanja karbidno svrdlo hladi se vodom kako bi se preveniralo pregrijavanje glodanog materijala. Taj način glodanja obavezan je za obradu svih vrsta metala i staklo-keramike kako bi se izbjegla oštećenja materijala zbog pregrijavanja.

#### **Koncepti izrade nadomjestka:**

- direktna tehnika izrade nadomjestka ordinacijski u jednom posjetu (*chairside*)
- integrirana ordinacijsko-laboratorijska tehnika
- centralizirana izrada u proizvodnom centru.

## Direktna tehnika izrade nadomjestka ordinacijski u jednom posjetu

Intraoralno, trodimenzionalno snimanje s pomoću intraoralne kamere, nakon čega slijedi računalno potpomognuto oblikovanje i direktna izrada nadomjestka u jedinici za glodanje u jednom posjetu pacijenta, čime je omogućena izrada *inlaya*, *onlaya*, krunica i ljuskica koje se inače izrađuju u laboratoriju. Sve komponente CAD/CAM sustava nalaze se u ordinaciji te nema potrebe za suradnjom s dentalnim laboratorijem. Instrument za digitalizaciju preparacije je intraoralna 3D kamera koja u većini situacija zamjenjuje konvencionalni otisak. Zbog

razlika u površinama i djelomično prisutne refleksije, plohe se pripremaju nanošenjem posebnog sloja kontrastnog sredstva. Na taj način štedi se vrijeme, nadomjestak je gotov u jednom posjetu, smanjena je potencijalna preosjetljivost zuba, moguća je vizualizacija preparacije na ekranu, koja otvara mogućnost korekcije brušenja te nema potrebe za izradom privremenog nadomjestka. Zasad, jedino *Cerec* (Sirona) (slika 16-7) sustav nudi tu mogućnost. S obzirom na to da *Cerec* sustav rabi vodeno hlađenje, moguće je obrađivati razne vrste materijala, od staklo-keramika do oksidnih keramika visoke čvrstoće. Dostupne su longitudinalne kliničke studije koje upućuju na uspješnost terapije keramičkim *inlayima* proizvedenim CAD/CAM sustavom od 90 % nakon 10 i 85 % nakon 12 i 16 godina.



Slika 16-7. Cerec CAD/CAM sustav.

Nedostatci takvog načina izrade nadomjestaka su: potreba opsežnije retrakcije mekih tkiva u odnosu na klasični otisak, vrijeme uloženo u

oblikovanje svakoga pojedinog nadomjestka, potrebna edukacija za rad s uređajem te financijska investicija u opremu.

Nekad su nadomjestci proizvedeni CAD/CAM tehnologijom bili estetski inferiorniji od nadomjestaka izrađenih u laboratoriju, ali pojavom novih materijala na tržištu estetski aspekt znatno je bolji. Za ordinacijsku tehniku izrade nadomjestaka potreban je čvrsti materijal s dobrim estetskim svojstvima, koji zahtijeva minimalne korekcije nakon procesa glodanja. Rabe se leucitna staklo-keramika, litij-disilikatna staklo-keramika i kompozitni blokovi.

Blokovi keramike dostupni su u raznim veličinama, bojama i stupnjevima translucencije.

Visoka translucencija indicirana je za *inlaye* i *onlaye*, dok se za krunice i ljuskice preporučuju blokovi niske translucencije. Nakon glodanja, nadomjestak je potrebno ispolirati ili glazirati prije cementiranja. Nadomjestci od litij-disilikatne staklo-keramike mogu se izraditi kao monolitni (samo jedan sloj materijala). Takvi nadomjestci podnose visoke žvačne sile. U nekim slučajevima, ovisno o potrebi, glodani nadomjestci mogu se bojiti ili fasetirati slojevanjem obložne keramike. Na konačnu boju ljuskica može se utjecati odabirom boje cementa, a ako je potrebna dodatna karakterizacija, unutrašnji sloj ljuskice boji se svjetlosno polimerizirajućom bojom.

## Integrirana ordinacijsko-laboratorijska tehnika

Integrirana ordinacijsko-laboratorijska tehnika zahtijeva dva posjeta. Taj način izrade ekvivalentan je tradicionalnom protokolu izrade nadomjestka suradnjom ordinacije dentalne medicine i zubotehničkog laboratorija. Stomatolog može skenirati preparaciju i poslati je u laboratorij u digitaliziranom obliku ili šalje otisak u laboratorij gdje se izlijeva radni model te se ostatak CAD/CAM postupka proizvodnje odvija u laboratoriju.

Trodimenzionalni podatci generiraju se skeniranjem radnog modela, obrađuju se u odgovarajućem softveru i šalju u glodalicu koja gloda zadani oblik. U konačnici, dosjed nadomjestka ili osnovne konstrukcije kontrolira se i, ako je potrebno, korigira na radnom modelu. Zubni tehničar nanosi obložnu keramiku ručno ili toplo-tlačnom tehnikom. U takvim sustavima rabe se blokovi cirkonijeva dioksida i litij-disilikatne staklo-keramike.

Također je moguće glodanje gotovih monolitnih nadomjestaka koji se završavaju bojenjem.

Prednosti ordinacijsko-laboratorijske tehnike su skraćeno vrijeme u ordinaciji i veća preciznost izrade. Ako se ne rabi lijevani model izbjegnute su greške vezane uz lijevanje i abraziju modela nastale manipulacijom u laboratoriju, a koje mogu uzrokovati prekonturiranje nadomjestka, prečvrste kontakte i previsoke okluzalne plohe.

## Centralizirana proizvodnja

Treći koncept CAD/CAM izrade nadomjestaka je centralizirana proizvodnja u centrima za glodanje. U toj varijanti „satelitski skeneri“ u laboratoriju, internet-skom su vezom povezani s centrima za glodanje. Gotovi podaci oblikovanih nadomjestaka iz laboratorija šalju se u centar na glodanje. Gotovi nadomjestak vraća se u laboratorij. Oblikovanje nadomjestaka u rukama je dentalnog tehničara. Korištenjem centara za glodanje smanjuje se trošak ulaganja laboratorija u stroj za glodanje, potrebno je samo imati uređaj za digitalizaciju i softver za obradu podataka, a svejedno je omogućena izrada visokokvalitetnih nadomjestaka. U centre za glodanje moguće je poslati radni model koji se skenira, radi se oblikovanje nadomjestka i glodanje, a u dentalnom laboratoriju izvodi se oblaganje obložnom keramikom.

## MATERIJALI ZA OBRADU U CAD/CAM SUSTAVU

Materijali za strojnu obradu (slika 16-8) mogu biti tvornički izrađeni blokovi metala, polimera, silikatnih keramika, oksidnih keramika i voskova.

### Legure kobalta

Legure kobalta za sustav metal-keramike prema svojim karakteristikama (tablice 16-1 i 16-2) svrstavaju se u neplemenite legure i biološki su prihvatljive. Sinterirani metalni blokovi kobalt-krom legure namijenjeni su za izradu individualno oblikovanih nadomjestaka koji se nakon glodanja i sinteriranja mogu polirati ili oblagati obložnom keramikom. Blokovi su proizvedeni u djelomično sinteriranom stanju (slika 16-9) te se nakon glodanja gusto sinteriraju u prisutnosti argona pod niskim tlakom. Završna obrada nadomjestka radi se isključivo uporabom karbidnih svrdala za obradu Co-Cr legure te se nakon obrade pjeskari česticama aluminijske oksida.





**Slika 16-8.** Uzorci raznih vrsta blokova keramike za glodanje.

**Tablica 16-1.** Primjer sastava bloka kobalt-krom legure za glodanje (In Coris CC – Sirona)

SASTAVNICE	UKUPNA MASA (%)
Co	63,3
Cr	28,5
Mo	6,0
Mn	< 0,8
Si	< 0,8
Fe	< 0,3
N	< 0,3

**Tablica 16-2.** Primjer fizikalnih svojstava bloka kobalt-krom legure za glodanje (In Coris CC – Sirona)

FIZIKALNO SVOJSTVO	MJERNA JEDINICA	VRIJEDNOST
Termički koeficijent ekspanzije	$\mu\text{m}/\text{m}\cdot\text{K}$	14,7
Gustoća	$\text{g}/\text{cm}^3$	7,9
Točka taljenja	–	1400
Točka očvrstnuća	–	1360
Vlačna čvrstoća	MPa	850
Youngov modul elastičnosti	GPa	165
Tvrdoća (Vickers)	HV 0,1	235



**Slika 16-9.** Blok presinterirane Co-Cr legure za glodanje (Ceramill Sintron – Amman Girrbach) i gotova osnovna konstrukcija krunice iz istog materijala.

**Indikacije:** osnovna konstrukcija za krunice u prednjoj i stražnjoj regiji, mostovi do 4 člana u prednjoj i stražnjoj regiji s maksimalno dva međučlana, konusne i teleskopske krunice, potpuno anatomske reducirane i djelomično reducirane krunice i mostovi u prednjoj i stražnjoj regiji.

**Predstavnic:** inCoris CC (Sirona), Ceramill Sintron (Amman Girrbach).

## Titan i legure titana

Titan pokriva široki spektar indikacija u dentalnoj medicini. Primjenjuje se u raznim granama dentalne medicine; endodonciji, kirurgiji, ortodonciji, implantoprotetici i protetici.

Takvu široku primjenu ima zahvaljujući visokoj biokompatibilnosti što ga čini materijalom izbora u pacijenata sklonih alergijskim reakcijama na nikal, kobalt i zlato. Kemijski, titan je neplemenit, vrlo reaktivan metal. Gotovo trenutno oksidira na zraku, u vodi i tjelesnim tekućinama. Na površini titana se u roku od jedne milisekunde stvara sloj oksida ( $\text{TiO}_2$ ,  $\text{TiO}$  i  $\text{Ti}_2\text{O}_3$ ) debeo 1 nm, da bi u roku od 1 minute dostigao debljinu od 10 nm. Stajanjem taj sloj doseže debljinu 200 – 300 nm. U uporabi su komercijalno čisti titan (tablice 16-3 i 16-4) i legure titana. Komercijalno čisti titan je 99,75 % titan, dok 0,75 % čine kisik i dušik te ugljik i vodik u tragovima. Najpoznatija legura titana je TAV ili Ti-6Al-4V. Razlog za legiranje titana jest dobivanje materijala veće čvrstoće i stabilnije  $\alpha$  i  $\beta$  faze.

**Tablica 16-3.** Primjer sastava bloka za glodanje od čistog titana (Ceramill Ti – Amman Girschbach)

SASTAVNICE	UKUPNA MASA (%)
Ti	99

**Tablica 16-4.** Primjer fizikalnih svojstava bloka od čistog titana za glodanje (Ceramill Ti – Amman Girschbach, Njemačka).

FIZIKALNO SVOJSTVO	MJERNA JEDINICA	VRIJEDNOST
Termički koeficijent ekspanzije (25-500°C)	$10^{-6}/K^{-1}$	9,6
Gustoća	$g/cm^3$	4,5
Točka taljenja	–	1160
Vlačna čvrstoća	MPa	> 345
Tvrdoća (Vickers)	HV 5	150

**Predstavnici:** Everest Bio T-Blank (KaVo), Ceramill Ti (Amman Girschbach), Ceramill Ti alloy (Amman Girschbach).

Obrada plemenitih legura glodanjem pokazala se neekonomičnom s obzirom na visoku cijenu i količinu materijala koji se gubi u procesu proizvodnje.

## Polimeri

### Polimetilmetakrilat

PMMA blokovi koji se rabe za CAD/CAM izradu privremenih radova na dulje vrijeme (vrijeme korištenja maksimalno: 12 mjeseci). Kao rezultat industrijskog procesa polimerizacije, blokovi se odlikuju izrazitom homogenošću, uklonjeno je polimerizacijsko skvrčivanje i neinhibirani sloj (tablice 16-5 i 16-6). Restauracije se ili glodaju u ordinaciji (npr. CEREC/Sirona) ili u dentalnom laboratoriju (npr. inLab/Sirona). Kao alternativa, restauracije mogu biti izrađene u suradnji s centrima za glodanje (npr. NobelProcera/Nobel Biocare). Da bi se nadomjestak dodatno estetski optimizirao može ga se bojiti ili nanositi dodatni materijal za oblaganje. Restauracije se mogu brzo i uspješno ispolirati i individualno karakterizirati bojom. Incizalna/okluzalna trećina zuba mogu se dodatno karakterizirati primjenom svjetlosnopolimerizirajućih materijala kako bi se postigao visokoestetski rezultat.

**Tablica 16-5.** Primjer sastava PMMA bloka za glodanje (Telio CAD PMMA – Ivoclar Vivadent)

SASTAV	(%)
Polimetilmetakrilat (PMMA)	99,5
Pigmenti	< 1.0 %

**Tablica 16-6.** Primjer fizikalnih svojstava PMMA bloka za glodanje (Telio CAD PMMA (Ivoclar Vivadent))

FIZIKALNO SVOJSTVO	MJERNA JEDINICA	VRIJEDNOST
Gustoća	g/cm <sup>3</sup>	2,44 ± 0,01
Savojna čvrstoća	MPa	130 ± 10
Tvrdoća (Vickers)	HV 0,1	190 ± 5
Topljivost u vodi	µg/mm	0,6
Apsorpcija vode	µg/mm <sup>3</sup>	28

Prednosti su im dugotrajna stabilnost boje, prirodna fluorescencija te visoka homogenost materijala zbog industrijske proizvodnje. Na tržištu se nude u paleti boja i raznim veličinama blokova za glodanje.

**Indikacije:** privremene prednje i stražnje krunice, privremeni prednji i stražnji mostovi s najviše 2 međučlana, privremeni radovi na implantatima, terapijska sredstva kod temporomandibularnih disfunkcija.

**Predstavnici:** Telio CAD PMMA (Ivoclar Vivadent), Ceramill temp (Amman Girschbach), Cercon base PMMA (Dentsply), IPS Acryl CAD (Ivoclar Vivadent), C-Temp (Kavo).

### Polimeri za ulaganje

Blokovi koji služe za izradu nadomjestaka kombiniranom ručno-automatiziranom tehnikom. Objekti za lijevanje izrađeni od polimernih transparentnih blokova pogodni su za ulaganje u bilo koji konvencionalni uložni materijal i izgaraju bez ostatka. Savojna čvrstoća iznosi 120 MPa.

**Predstavnici:** C-Cast PMMA (Kavo), Cercon base cast (Dentsply), IPS Acryl-CAD (Ivoclar Vivadent).



**Slika 16-10.** Blok za glodanje iz PMMA za izradu privremenih nadomjestaka (Ceramill temp – Amman Girrbach).

## Kompozit

CAD/CAM blokovi dentalnog kompozita su polimeri umreženi mikropunilima. Materijal se odlikuje visokom homogenošću zahvaljujući industrijskom procesu polimerizacije.

**Indikacije:** izrada privremenih nadomjestaka na dulje vrijeme.

**Predstavnici:** VITA CAD-Temp monoColor (Vita), VITA CAD-Temp multi-Color (Vita).

## Silikatne keramike

### Glinična keramika

Sastav gliničnih keramika varira u ovisnosti od težinskih udjela pojedine sastavnice (tablica 16-7). Sastav i struktura su međusobno ovisni te će utjecati na fizikalna svojstva materijala (tablica 16-8). Ključna prednost blokova glinične keramike za glodanje u odnosu na konvencionalni način izrade nadomjestka je mogućnost postavljanja nadomjestka u usta pacijenta odmah nakon glodanja u ordinaciji. Uporaba polikromatskih blokova omogućuje doktorima dentalne medicine u ordinaciji, bez zubnog laboratorija, reprodukciju nijansiranosti boje i translucencije nadomjestka karakteristične za prirodne zube. Time se postiže bolja integracija nadomjestka u postojeći zubni niz. Posebni procesi proizvodnje omogućili su integraciju triju slojeva kroz tri različita stupnja saturacije boje kao i tri stupnja translucencije u keramičkim blokovima (slika 16-11). Gornji caklinski sloj naj-

**Tablica 16-7.** Primjer sastava bloka glinične keramike za glodanje (Cerec C In – Sirona)

OKSIDI	UKUPNA TEŽINA (%)
SiO <sub>2</sub>	56 – 64
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	20 – 23
Na <sub>2</sub> O	6 – 9
K <sub>2</sub> O	6 – 8
CaO	0,3 – 0,6
TiO <sub>2</sub>	0,0 – 0,1

**Tablica 16-8.** Fizikalna svojstva CEREC blokova glinične keramike

FIZIKALNO SVOJSTVO	MJERNA JEDINICA	VRIJEDNOST
Termički koeficijent ekspanzije	10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	9,4 ± 0,1
Gustoća	g/cm <sup>3</sup>	2,44 ± 0,01
Savojna čvrstoća (Swickerath)	MPa	154 ± 15
Lomna žilavost	MPa·m <sup>1/2</sup>	1,7 ± 0,1
Youngov modul elastičnosti	Gpa	45 ± 0,5
Tvrdoća (Vickers)	HV 0,1	640 ± 20
Udio kristala u staklenom matriksu	Vol %	~ 30

manjeg je intenziteta boje, ali u isto vrijeme i najtranslucentniji, srednji dentinski sloj srednjeg je intenziteta dok je donji cervikalni sloj najviše pigmentiran te kao i u prirodnoj denticiji najmanje translucentan. Površina nadomjestka se lako polira i nema potrebe za dodatnom individualizacijom. Blokovi se nude u raznim veličinama, monokromatskim i polikromatskim varijantama.

**Indikacije:** *inlay, onlay, overlay*, ljuskica, parcijalna krunica, krunica, endokrunica na molarima i obložni materijal u višeslojnim sustavima. Ako se blokovi rabe u višeslojnoj tehnici (*CAD – on*) kao sloj glodane obložne keramike koji se lijepi kompozitnim ljepilom na osnovnu konstrukciju od cirkonijeva dioksida tada se mogu rabiti i za oblaganje višečlanih mosnih konstrukcija.

**Predstavnic:** VITABLOCS RealLife (Vita), VITABLOCS TriLuxe (Vita), CEREC C (Sirona), CEREC Blocks PC (Sirona).



**Slika 16-11.** Gotovi monolitni nadomjestak izglodan iz bloka višeslojne glinične VITABLOCS TriLuxe (Vita) keramike.

### Hibridne keramike

Blokovi za glodanje od hibridne keramike sastoje se od keramičke mreže koja je prožeta mrežom polimera. Uz posebno svojstvo elastičnosti, pokazuju visoku rezilijenciju nakon adhezivnog cementiranja što ih čini pogodnima za izradu krunica u lateralnom segmentu zubnoga niza. Zbog izrazitog svojstva propuštanja svjetla ti hibridni materijali imaju optička svojstva najbližnja prirodnim zubima. Materijal je prilagođen za ordinacijsku uporabu pri izradi nadomjestka u jednom posjetu.

**Indikacije:** ljuskica, *inlay*, *onlay*, krunica u prednjem i stražnjem segmentu.

**Predstavnici:** Lava Ultimate (3M ESPE), Vita Enamic (Vita).

### Staklo-keramike

Staklo-keramike za glodanje rabe se za izradu *inlaya*, *onlaya*, parcijalnih i potpunih krunica. Uz monokromatske blokove na tržištu se nude i polikromatski blokovi u više slojeva koji služe za izradu monolitnih (nadomjestci potpunog morfološkog oblika) nadomjestaka. Slojevi u bloku pridonose prirodnosti nadomjestka; gornji, caklinski sloj, nižeg je intenziteta boje, a u isto vrijeme transluceniji dok je jezgra, odnosno dentinski sloj, jače pigmentirana i manje translucencije. Nadomjestke nije potrebno dodatno individualizirati. Posebno se izdvajaju blokovi litij-disilikatne keramike koji se zbog svoje strukturne postojanosti i dobrih mehaničkih svojstava (tablice 16-9 i 16-10) mogu rabiti za izradu monolitnih krunica u prednjoj i stražnjoj regiji, za osnovnu konstrukciju nadomjestaka te za tročlane mostove u frontalnoj regiji. Staklo-keramike su pogodne za izradu nadomjestaka

ordinacijski u jednom posjetu zbog svojih izrazitih svojstava translucencije slične prirodnim zubima bez obveze nanošenja obložne keramike. Zahvaljujući visokom udjelu stakla, za razliku od oksidnih keramika, mogu se jetkati fluorovodičnom kiselinom i cementirati adhezivno. Blokove silikatne staklo-keramike odlikuje izvrsna mogućnost poliranja površine te niska razina abrazivnosti najbližnja caklini zahvaljujući sastavu, finoj mikrostrukturi i tvorničkom procesu sinteriranja (slika 16-12). Zbog niske mehaničke čvrstoće nužno je adhezivno cementiranje.

**Indikacije:** ljuskice, *inlay*, *onlay*, parcijalne krunice, višočlani mostovi (u kombinaciji s osnovnom konstrukcijom od cirkonij-oksidne keramike), individualne nadogradnje na implantatima, krunice i mostovi na implantatima (do drugog premolara kao zadnji nosač).

**Predstavnici:** VITABLOCS Mark II (Vita), IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent), CEREC blocks C In (Sirona)

**Indikacije** (cirkonijem ojačana litij-disilikatna keramika): ljuskice, krunice u prednjoj i stražnjoj regiji, krunice na implantatima.

**Predstavnici:** VITA Suprinity (Vita), Celtra Duo (Dentsply).

**Tablica 16-9.** Primjer sastava bloka za glodanje silikatne staklo-keramike bez leucita (Cerec C In – Sirona)

OKSIDI	UKUPNA MASA (%)
SiO <sub>2</sub>	55 – 65
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	17 – 24
Na <sub>2</sub> O	5 – 9
K <sub>2</sub> O	7 – 11
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0 – 2

**Tablica 16-10.** Primjer fizikalnih svojstava bloka za glodanje silikatne staklo-keramike bez leucita (Cerec C In – Sirona)

FIZIKALNO SVOJSTVO	MJERNA JEDINICA	VRIJEDNOST
Termički koeficijent ekspanzije (20 – 500 °C)	10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	9,3 ± 0,3
Gustoća	g/cm <sup>3</sup>	2,36
Savojna čvrstoća	MPa	123 ± 18





**Slika 16-12.** Glodani nadomjestak iz litij-disilikatne staklo-keramike e.max (Ivoclar Vivadent).

## Oksidne keramike

U obliku blokova za glodanje na tržištu su dostupne aluminij-oksidna i cirkonij-oksidna keramika. Blokovi dolaze u dva oblika. Presinterirani, gdje je potrebno nadomjestak izglati u 30 % većoj dimenziji i nakon toga sinterirati, čime dolazi do konačnog zgušnjavanja čestica i posljedičnog skupljanja materijala. Gusto sinterirani blokovi omogućuju glodanje u konačnoj dimenziji nadomjestka jer su čestice u blokovima tvornički gusto zbijene pod visokim tlakom i temperaturom.

### Aluminij-oksidna ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) keramika

U okviru aluminij-oksidnih keramika za glodanje postoje dvije velike podskupine koje se međusobno razlikuju u sastavu i gustoći svojih sastavnica. Jedna skupina, manje gustih aluminij-oksidnih keramika, jesu one koje nakon glodanja uključuju infiltraciju lantanovim staklom. Tehnologija izrade nadomjestka temelji se na načelu da se relativno mekan i time lako obradiv, porozni materijal, najprije glođe, zatim peče na temperaturi od 1520 °C i pritom infiltrira lantanovim staklom (time osnovna konstrukcija dobiva na čvrstoći) te se na kraju nanosi obložna keramika. S obzirom na dodatak ojačavajuće komponente, velika količina aluminijeva trioksida, magnezijeva oksida koji s aluminijevim trioksidom tvori spinel i cirkonijeva oksida, na tržištu postoje različiti materijali. Druga skupina tih keramika je vrlo gusta, čestica ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) može biti do 99,9 % i njih nije potrebno ni na koji drugi način ojačavati, s obzirom na to da imaju izrazito visoke vrijednosti mehaničkih svojstava. Sinterirani blokovi imaju najveću gustoću i osnovna se konstrukcija glođe u konačnom obliku. Prednost tog postupka jest što za vrijeme proizvodnje nadomjestka ne dolazi do dimenzijskih promjena.

**Indikacije:** prednje krunice (spinel), krunice u lateralnom području (alumina), osnova tročlanih mostova u prednjoj regiji (zirconia).

**Predstavnici:** Procera AllCeram (Nobel Biocare), Vita In-Ceram ALUMINA (Vita), inCoris Al (Sirona), Vita In-Ceram SPINELL (Vita), Vita In-Ceram ZIRCONIA (Vita).

### Cirkonij-oksidna keramika

Cirkonij-oksidne keramike ( $ZrO_2$ , Y-TZP) ubrajaju se u polikristalinične keramike koje čine jedinstvene jednofazne sustave. Polikristalinične oksidne keramike najčvršće su keramike koje se primjenjuju u dentalnoj medicini. Savojna čvrstoća im je od osam do dvadeset puta veća od gliničnih keramika. Ti materijali imaju dobra mehanička svojstva i široku indikaciju, osobito u stražnjim regijama gdje su prisutna velika opterećenja. U posljednje vrijeme, cirkonij-oksidna keramika postala je materijal izbora u izradi potpunokeramičkih nadomjestaka. Napredak u primjeni cirkonij-oksidne keramike tijesno je povezan s razvojem CAD/CAM tehnologije, koji rezultira visokom preciznošću dosjeda i detaljnijom morfologijom.

Na tržištu se nude kao blokovi presinterirane cirkonij-oksidne keramike (slika 16-13), presinterirane cirkonij-oksidne keramike u boji, presinterirane transludentne cirkonij-oksidne keramike te gusto sinterirani blokovi. Pri primjeni presinteriranih blokova, koji tek nakon glodanja prolaze pravi proces sinteriranja, kontrakcija od 25 – 30 % koja se događa za vrijeme sinteriranja, kompenzira se matematičkim izračunima za vrijeme glodanja (slika 16-13).



**Slika 16-13.** Blok presinteriranoga cirkonijeva dioksida prije i nakon glodanja Ceramill ZI (Amman Girbach).

Blokovi cirkonij-oksidge keramike (inCoris ZI meso (Sirona)) rabe se za glodanje individualno oblikovanih mezostrukture koje se lijepe na titansku bazu nakon glodanja i sinteriranja te ih je moguće oblagati obložnom keramikom prikladnom za cirkonij-oksidge keramiku te za izradu nadogradnji u implantoprotetici.

**Predstavnici presinteriranoga TZP-a:** inCoris ZI (Sirona), inCoris ZI meso (Sirona), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Cercon base (Degudent), Lava (3M ESPE), Everest (KaVo), In-Ceram YZ (Vita).

**Indikacije:** osnovne konstrukcije za krunice u prednjoj i stražnjoj regiji, mosne konstrukcije u prednjoj i stražnjoj regiji s maksimalno dva međučlana, konusne i teleskopske krunice te nadogradnje u implantoprotetici.

**Predstavnici translucetnoga TZP-a:** VITA YZ HT (Vita), in Coris TZI (Sirona), inCoris TZI C (Sirona), Lava Plus (3M ESPE), Cercon ht (Dentsply).

**Indikacije:** potpune anatomske (monolitne) krunice i mostovi s maksimalno dva međučlana.

## Voskovi

Voskovi za glodanje su skupina voskova sa specifičnom namjenom. Slični su *inlay* voskovima, ali imaju svojstva koja im omogućuju oblikovanje voštanih modela karakterističnih oblika (slika 16-14). Zbog toga ti voskovi imaju veću čvrstoću i visoku temperaturu razmekšavanja. Objekti se oblikuju u glodalici uporabom čeličnih svrdala. U postupku lijevanja izgaraju bez ostatka.

**Predstavnici:** Cercon wax (Dentsply).



**Slika 16-14.** Glodani nadomjestci iz bloka voska za glodanje.

## TEHNOLOGIJA 3D PRINTANJA

Trodimenzionalno printanje je metoda pretvaranja virtualnog, računalno generiranog 3D modela u fizički objekt. 3D printanje počinje skeniranjem objekta koji se želi proizvesti ili digitalnim oblikovanjem u CAD programu. Da bi se proizveo 3D printani objekt potrebno je softverski obraditi 3D CAD podatke na način da se izračuna pozicioniranje slojeva fotopolimera i potpornih materijala. Zatim, 3D printer izbacuje i stalno obasjava polimerizacijskim UV svjetlom kapljice tekućeg fotopolimera. Slojevanjem nastaje objekt željenog oblika. Kod izrade kompleksnih oblika, 3D printer izbacuje gelasti materijal koji služi kao potpora. Taj materijal se nakon završetka lako uklanja ispiranjem vodom. Nakon printanja, objekti su spremni za uporabu te ne zahtijevaju dodatnu polimerizaciju. Moguća je uporaba raznih materijala za printanje kao što su kruti i tekući polimeri, vosak i gumasti materijali. 3D printanje je aditivni proces, za razliku od CAD/CAM glodanja koji spada u supstraktivne procese. Dok se kod glodanja iz bloka uklanja višak materijala, kod 3D printanja materijal se nanosi slojevanjem do postizanja konačnog oblika. 3D printanje smanjuje troškove dentalnog laboratorija štedeći vrijeme uloženo u izradu objekta te osigurava pouzdan i točan rezultat s izrazito glatkom površinom.

Printanjem je moguće proizvesti radne modele, objekte fiksnoprotetičkih radova za ulaganje, voštane objekte za izradu preciznih lijevanih konstrukcija parcijalnih proteza, privremene protetičke nadomjestke, kirurške šablone, ortodontske naprave, udlage i *retainere*.

Moguća je uporaba materijala raznih boja, ovisno o indikaciji i printanje iz gumastih materijala koji na radnim modelima imitiraju gingivu. Materijali su biokompatibilni, povoljni za izradu privremenih nadomjestaka te su dimenzijski stabilni.

Za sada je tehnologija 3D printanja još uvijek eksperimentalna tehnologija u dentalnoj medicini.

## LITERATURA

1. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. *IJSS Case Report & Reviews* 2014;1:23-7.
2. Amann Girrbaach. Dental materials for the highest demands in quality and aesthetics. [Internet]. Koblach: Amann Girrbaach; c2015 [cited 2015 Nov 5]. Available from: <https://www.amanngirrbach.com/products/cadcam-material/>
3. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996;76:187-93.
4. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V, Kurbad A, Reichel K. CAD/CAM i potpuna keramika – Estetski nadomjestci u stomatološkoj praksi. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH; 2007.
5. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204:505-11.
6. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomater.* 2006;27:535-43.
7. Dentsply. CAD CAM Materials. [Internet]. York: Dentsply corporate; c2015 [cited 2015 Nov 5]. Available from: <https://www.dentsply.com/en-us/prosthetics/cad-cam/materials.html#tabs=Cercon%20Zirconia>
8. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *JADA.* 1988;117:715-20.
9. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991;1:150-4.
10. Edward McLaren. CAD/CAM Dental Technology: A Perspective on Its Evolution and Status. *Compendium* 2011, Volume 32, Issue 4 Published by AEGIS Communications, 74-5.
11. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: A literature review. *J Ir Dent Assoc.* 2007;53:38-45.
12. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature.* 1975; 258:703-4.
13. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *JADA.* 2006;137(14):2.
14. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:449-56.
15. Hickel R, Manart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.* 2001;3:45-6.
16. Hikita K, Uchiyama Y. Studies on three dimensional measurement and restoration of tooth crown form by CAD/CAM. *J Jpn Prosthodont Soc.* 1989;33:142.
17. Ivoclar Vivadent. Telio everything (for) provisionals : Telio CAD [Internet]. Schaen: Ivoclar Vivadent; c2015 [cited 2015 Nov 5]. Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com.hr/hr/p/ordinacija/proizvodi/cad-cam-blokovi-za-ordinacije/telio-cad>

18. Klim J. Innovation in Dentistry: CAD/CAM Restorative Procedures. A Peer-Reviewed Publication [Internet]. Tulsa (USA); c2008 [cited 2015 Nov 5]. Available from: <http://www.cadstar.org/sites/default/files/private/documents/CADStar%20Klim%20Innovation%20in%20Dentistry.pdf>
19. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, i sur. Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005;21:930-7.
20. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont.* 1994;7:17-21.
21. Sirona. CEREC Blocs: Operating instructions. [Internet]. Bensheim: Sirona Dental Systems GmbH; c2011 [cited 2015 Nov 5]. Available from: <http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/cerec-blocs.html>
22. Sirona. In Coris CC. Processing manual: Restoration production for crowns and bridges. [Internet]. Bensheim: Sirona Dental Systems GmbH; c2013 [cited 2015 Nov 5]. Available from: <http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/incoris-cc.html>
23. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* 1998;80:394-404.
24. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res.* 1997;76:1799-807.
25. Miyazaki T, HoĀa Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28:44-56.
26. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16:244-8.
27. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10- year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002;15:122-8.
28. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent.* 1995;74:223-9.
29. Raigrodski AJ, Chiche G J. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;86:520-5.
30. Raigrodski AJ. All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2005;17:249-56.
31. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:174-9.
32. Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *Int J Comput Dent.* 2006; 9:11-22.
33. Rekow D. Computer-aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art. *J Prosthet Dent.* 1987;58:512-6.

34. Rekow ED. Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *J Am Dent Assoc.* 1991;122:42-8.
35. Sebastian Q, Heike R, Ralph G. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent.* 2007;35:903-8
36. Sjögren G, Molin M, van Dijken J W. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont.* 2004;17:241-6.
37. Stamenković D. Stomatološki materijali. Knjiga 1. Beograd: Stomatološki fakultet u Beogradu; 2009.
38. Subbarao EC. Zirconia – an overview. *Adv Ceram.* 1981;3:1-24.
39. Tsutsumi S, Fukuda S, Tani Y. 3-D image measurements of teeth and alveolar ridge. *J Dent Res.* 1989;68:924.
40. Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2001;85:261-7.
41. Vita. VITA ENAMIC redefines load capacity. [Internet]. Bad Sackingen: Vita Zahnfabrik; c2011 [cited 2015 Nov 5]. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-27589.html>
42. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003;89:154-60.
43. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent.* 1998;80:346-53.
44. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96:96-9.
45. Wolten GM. Diffusionless phase transformations in zirconia and hafnia. *J Am Ceram Soc.* 1963;46:418-22.
46. Zang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;15:381-6.







# Materijali u oralnoj kirurgiji

<b>17.</b>	<b>Kirurški i regenerativni materijali</b>	
	Irina Filipović Zore .....	338

# 17. POGLAVLJE

---

## Kirurški i regenerativni materijali

Irina Filipović Zore

*Najčešći materijali koji se rabe u oralnoj kirurgiji su konac za šivanje, koštani vosak, dentalni endoosealni implantati, materijali za retrogradna i ortogradna punjenja korijenskih kanala koji se rabe za ispun u pripremi za kirurgiju endodontskog prostora, različiti medikamenti i pomoćna sredstva (kao materijali u širem smislu) pri obradi krvarenja ili bolnosti nakon vađenja zuba. Ipak najšira skupina materijala u oralnoj kirurgiji je ona koja se rabi za nadoknadu ili izazivanje rasta koštanog volumena.*

### MATERIJALI ZA NADOKNADU KOŠTANOG VOLUMENA

Gubitak koštanog volumena čeljusnih kostiju nastaje kao posljedica lokalnih, ali i općih čimbenika u organizmu i dovodi do brojnih kasnijih funkcionalnih i estetskih komplikacija.

Najčešći lokalni uzroci gubitka koštanog volumena su vađenje zuba (osobito traumatsko), upala, trauma, tumori, inaktivnost, odnosno gubitak određenog mehaničkog stimulusa i sl. Od općih čimbenika najčešći uzročnik su metaboličke koštane promjene; osteoporoza, osteomalacija, hiperparatireoidizam, ali i neke druge vrste osteopenija koje udružene s lokalnim čimbenicima bitno utječu na kvantitetu, ali i kvalitetu koštanog tkiva. Osnovna značajka koštanog tkiva je njegova cjeloživotna pregradnja te se svakodnevno pregrađuje 3 – 5 % koštanog tkiva. U normalnim okolnostima dnevno se remodelira 0,7 % od ukupne koštane mase, odnosno u 142 dana ljudsko tijelo remodelacijom obnovi cijeli skeletni sustav. Čeljusne kosti kao jedne od funkcionalno najaktivnijih kostiju u ljudskom tijelu imaju čak i jaču aktivnost, a time i veću podložnost utjecaju nekih medikamenata, npr. bifosfonata. Osteogeni procesi u ljudskom tijelu poglavito su kontrolirani genskim čimbenicima koji određuju nasljedne značajke koštane morfogeneze, rast, mineralizaciju i obnovu kosti. Na te unutarnje gen-

ske čimbenike nadovezuju se epigenetički čimbenici kao i čimbenici okoline. Epigenetički čimbenici mogu biti opći (hormoni; PTH (paratireoidni faktor), kalcitonin, estrogini, tiroidni hormon, vitamin D (sada ga znanstvena zajednica ubraja u hormone), prostaglandini i lokalni (čimbenici rasta; PDGF (engl. *platelet derived growth factor*), IGF (engl. *insuline-like growth factor*), BMP (engl. *bone morphogenetic protein*), te TGFβ (engl. *transforming growth factor* β)). Čimbenici okoline su npr. mehanički ili opskrba kisikom. Dobro je poznata činjenica da totalno inaktivna kost dovodi do njezine involucije i gubitka, mali mehanički stimuli stimuliraju gradnju kosti, dok je preveliki stimulus destruiraju. Isto tako je poznato da kisik, a posebice hiperbarična oksigenacija ima iznimno povoljan utjecaj na pregradnju i stvaranje nove kosti i ta se činjenica danas iskorištava u liječenju osteomijelitisa, ORN-a (osteoradionekroze), BRONJ-a (bifosfonatima inducirane nekroze kosti) i MRONJ-a (medikamentima inducirane osteonekroze čeljusti).

Remodelacija kosti zbiva se pod finom ravnotežom osteoklastičnih (resorpcija kosti) i osteoblastičnih aktivnosti (apozicija kosti). Uravnoteženim djelovanjem održava se i homeostatička aktivnost kalcija i fosfora, te se kost može prilagodivati na neka nova mehanička opterećenja. Poremećajem u radu remodelacije nastaje resorpcija ili pak neadekvatna apozicija kosti. Manjak koštanog volumena u čeljusnim kostima, kao što je već rečeno, ozbiljno ugrožava funkciju i estetiku, odnosno mogućnosti protetičke ili implantoprotetičke rehabilitacije. Početkom dvadesetog stoljeća takvi problemi najčešće su se rješavali nekom od pretprotetičkih operacija, najčešće različitim vestibuloplastikama ili osteoplastikama. Napretkom protetike, a posebice implantoprotetike, osamdesete godine pa sve do danas u rutinsku su uporabu dovele različite materijale koji služe kao supstituti za nadoknadu koštanog volumena. Uvijek treba imati na umu da je materijal za nadoknadu izgubljenog tkiva pa tako i koštanog isto, ali zdravo tkivo i zato je kost jedno od najpresadivanijih tkiva. Autologna kost i dalje se smatra „zlatnim standardom“ u nadoknadi koštanog volumena.

Koštani se defekti mogu klasificirati na nekoliko načina: kauzalno, kvantitativno, kvalitativno i prostorno prema anatomske i kliničke važnim značajkama. Naravno da će i izbor nadoknade i materijala ovisiti o svim tim kriterijima; o morfologiji i volumenu, te položaju koštanog defekta. Što je defekt veći, materijal koji se rabi mora biti što više sličan kosti. Kod jako velikih mutilirajućih defekata upotrebljava se *free-flap* (slobodni tkivni transplantat – vaskularizirani autologni koštani usadak).

Koštano-tkivni inženjering za nadoknadu koštanog tkiva najčešće se rabi oseokonduktivnim, oseinduktivnim metodama ili transplantacijama. Materijal koji će služiti za nadoknadu koštanog volumena morao bi imati neke značajke:

1. da potiče stvaranje nove kosti (oseoindukcija)
2. da stvori čvrtu vezu s podlogom
3. da ima značajke kosti.

Dodavanje nekog materijala u svrhu zbrinjavanja manjka koštanog tkiva naziva se augmentacijom (lat. *augment* – dodavanje). Materijali koji se pak rabe mogu biti autologni ili alogeni (homologni) transplantati ili su to ksenogeni ili aloplastični implantati. Materijali se mogu podijeliti i prema drugim kriterijima: porozni ili neporozni, blokovi ili čestice, prirodni ili sintetički, te resorptivni i neresorptivni materijali.

## Autologni (autogeni) koštani transplantati

Radi se o uzimanju dijela koštanog tkiva s jednog mjesta i dodavanju na drugo mjesto na istom pojedincu. Za nadomjestak intraoralnog defekta donorsko mjesto može također biti intraoralno; simfiza mandibule, ramus mandibule, koronoidni nastavak, tuber maksile, sa zigomatičnog luka, ali i ekstraoralno; s kalvarije, rebra, kuka, tibije i sl. Može se presađivati samo kortikalna kost, samo spongiozna kost, kombinacija ili pak i hrskavica. U pravilu se kao donori u ustima bolje pokazuju kosti koje osificiraju isto kao i čeljusne kosti (intramembranskom osifikacijom), a to su dakle sva donorska mjesta intraoralno, kalvarija i rebro. Regeneracija koštanog volumena u tom se slučaju odvija osteogenezom, oseoindukcijom, ali i osteokondukcijom. U pravilu se uzimaju koštani blokovi, ali se može kombinirati i sa strugotinama autologne kosti, kao i usitnjenom autolognom kosti, usitnjenom u za to posebno napravljenom koštanom mlinčiću. Poseban entitet takva koštanog kalemljenja je i izogeni koštani graft, dakle materijal uzet od druge osobe istih genskih osobina, dakle jednojajčanog blizanca kao donora. Dobra je strana tog augmentacijskog materijala što je materijal potpuno siguran, u najvećoj mjeri biokompatibilan i besplatan. Nedostaci su što zahtijeva drugo operacijsko polje, produljuje trajanje zahvata i ako se uzima ekstraoralno drugi kirurški tim (ortopedski ili plastični kirurzi). Resorpcija autolognoga grafta isto može biti jedan od problema jer se računa da graft u fazi zacjeljivanja i remodelacije izgubi i do 40 % volumena, a predimenzionirani graft opet otvara pitanje mekotkivnog pokrivanja i cijeljenja. Da bi se što više smanjio gubitak volumena koštanog kalema važna je

dobra veza s podlogom (fiksacija) kao i pravilno pokrivanje membranama i mekim tkivom (primarno zatvaranje) kao i eventualno kombiniranje s autolognim čimbenicima rasta (iz PRF-a i PGF-a).

## Alogeni (homologni) koštani transplantati

Radi se o koštanom tkivu gdje su donori svježi kadaveri iz za to posebno formiranih koštanih banaka. Zakonska regulativa Republike Hrvatske za sada ne dopušta uporabu takvih materijala u Hrvatskoj mada su ti materijali našli široku primjenu i registrirani su u drugim zemljama EU-a. Najčešće se rabe FDA (mineralizirani transplantat suho smrznute kosti) i DFDA (demineralizirani transplantat suho smrznute kosti). To su liofilizirane ili demineralizirane kosti koje pokazuju brojne prednosti. Prednosti takvih materijala su što ne zahtijevaju drugo operacijsko područje na istom pojedincu (donorsko mjesto), količina donorske kosti nije upitna, a donorske banke danas bi morale biti zaista pouzdane u eventualnom širenju bolesti i infekcija s donora na primatelja. Transplantacijska medicina u Republici Hrvatskoj je na visokoj razini i Hrvatska je među prvim zemljama u EU-u prema broju transplantacija solidnih organa (četvrta u svijetu za 2014. god.), međutim koštano tkivo različitog donora slabo se ili nikako rabi. Pretpostavka je da se demineralizacijom tkiva uklanja mineralna komponenta kalcija i izlaže kolagen i čimbenik rasta, posebice BMP, dajući tom materijalu oseokonduktivna i osekonduktivna svojstva. Negativna je činjenica da alogeni nadomjestak može izazvati imunoreakciju domaćina, prenijeti potencijalnu infekciju s davatelja na primatelja, ali i još uvijek neusklađena pravna regulativa. Osim toga, smatra se da alogeni koštani nadomjestak ipak daje slabije rezultate u stvaranju i oblikovanju kosti od autologne kosti.

## Xenogeni koštani nadomjestci

Posljednjih dvadesetak godina postoji eksplozija pojave takvih koštanih nadomjestaka na tržištu i gotovo da nema veće tvornice dentalnih proizvoda i materijala da nije registrirala barem jedan svoj takav pripravak. Radi se o materijalima životinjskog podrijetla najčešće govede (*bovine*) ili svinjske (*porcine*) kosti. Takav materijal je kemijski i mehanički prerađen kako bi se uklonila organska sastavnica i nakon obrade ostala samo mikroporozna hidroksilapatitna struktura. Tako napravljeni materijal je oseokonduktivan, biokompatibilan i hidrofilan. Obilježava ga struktura apatitnih kristala slična ljudskoj kosti, tako da je kolonizacija oseoprogenitornih

stanica laka, a apozicija novostvorenog koštanog matriksa pogoduje dobroj osifikaciji. Taj biomaterijal nije u potpunosti podložan resorpciji, tako da se čestice nalaze u novonastalom koštanom matriksu čineći svojevrсни koštani „kompozit“ s većom gustoćom i boljim mehaničkim svojstvima od same kosti. Neresorptivne čestice onemogućuju pak pravu remodelaciju novonastale kosti. Ima li ta činjenica ikakvo kliničko značenje zasad nije utvrđeno konsenzusom, ali je stopa tako augmentirane kosti usporedivo visoka s drugim sredstvima augmentacije. Mineralizacija tkiva unutar ksenogenoga grafta je brža, pravilnija i homogenija u odnosu na druge aloplastične materijale. Indikacije za primjenu ksenogenog materijala su kod elevacije dna sinusa, periimplantnih koštanih defekata tipa dehiscencija i fenestracija, prezervacija alveola, terapija zahvaćenih furkacija, koštanih defekata veličine do 10 mm, kao protektivni sloj na autologni koštani blok, manjih augmentacija koštanoga grebena i sl. Na našem tržištu registrirano je nekoliko materijala koji dolaze u pakiranjima različitog volumena, a veličina granula kreće se u rasponu 0,25 – 1 mm (sitni granulat) ili 1 – 2 mm (krupniji granulat).

## Aloplastični koštani nadomjestci

Aloplastični koštani nadomjestci umjetno su proizvedeni sintetički materijali. Prema svom sastavu mogu biti hidroksilapatitni,  $\beta$ -trikalcij-fosfatni, kalcij-sulfatni, kalcij-karbonatni, silikatni, staklo-keramički ili polilaktično-poliglikolni kopolimeri. Obilježuju ih oseokonduktivnost, biokompatibilnost i relativno visoka resorptivnost. Prema konzistenciji dolaze pakirani kao granulat, konzistentni blok ili injektabilni granulat ili gel. Resorptivnost tih materijala ponajprije ovisi o kemijskom sastavu, poroznosti i veličini čestica. Gušćim materijalima i većim česticama treba više vremena za resorpciju.

Danas je tržište preplavljeno različitim sintetičkim materijalima. I u Hrvatskoj je registrirano više desetina različitih materijala, a najviše prevladavaju materijali u kombinaciji hidroksilapatita (HA) i  $\beta$ -trikalcij-fosfata (BTCP). HA je slabo topljiv mineral i uglavnom služi kao potpora za stvaranje arhitekture novonastale kosti dok je BTCP jačih oseokonduktivnih svojstava i podložniji je resorpciji. Indikacija za uporabu sintetičkih materijala je sužena naspram ksenogenih materijala zbog lošijih mehaničkih svojstava i tendencije potpune resorpcije. Uglavnom ih se rabi kod defekata zatvorenog tipa koji nisu pod utjecajem mehaničkih sila u usnoj šupljini. Najčešće se rabe kod prezervacija alveole, elevacije dna maksilarnog sinusa, imedijatnih implantacija za popunjavanje međuprostora između implantata i kosti, defekte nakon apikoektomija i cistektomija i sl.

## Trombocitima obogaćena plazma i trombocitima obogaćen fibrin

Trombocitima obogaćena plazma – PRP i trombocitima obogaćen fibrin – PRF autologni je biomaterijal nastao centrifugiranjem prema specijalnim protokolima autologne krvi dobivene venepunkcijom. Ideja da se iskoristi fibrinska mrežica i koncentrirani čimbenici rasta iz trombocita koji služe boljem i bržem zacjeljivanju nije nova. Znanstvena se zajednica time bavi četrdesetak godina, ali Witmanov rad iz 1997. i Marxov iz 1998. godine smatraju se polaznim točkama za razvoj potpuno novih augmentativnih tehnika u oralnoj i maksilofacijalnoj kirurgiji te parodontologiji, a te tehnike obilato se primjenjuju i u drugim rekonstruktivnim granama medicine posebno ortopediji, traumatologiji, sportskoj medicini, ORL i plastičnoj kirurgiji. Priprema PRP i PRF preparata ima različite protokole pripreme, a donekle i biološki različite mehanizme djelovanja. Za PRP protokol potrebna je primjena kemijskih antikoagulantnih aditiva poput limunske kiseline i kalcijeva klorida te dvostruko centrifugiranje. PRF protokol je jednostavniji. Zahtijeva jedno centrifugiranje bez dodavanja antikoagulansa. Upravo taj moment bitan je u razlikovanju protokola. Kod PRF-a centrifugiranjem se pokreće koagulacijska kaskada, a fibrinska se mrežica rabi kao bioaktivna membrana koja protrahirano otpušta čimbenike rasta. Fibrinska se mrežica razgrađuje 7 – 11 dana i za to se vrijeme otpuštaju čimbenici rasta. U PRP protokolu čimbenici rasta su prisutni odmah, u višim koncentracijama, bez prisutnosti leukocita i u tekućem su stanju pa mogu biti injektirani kao fileri intraartikularno, kao fileri za lice i sl. Godine 2013/14. dr. Joseph Choukroun je inovirao i patentirao i injektibilni PRF. S obzirom na to da se tehnike i protokoli izrade stalno usavršavaju i nadopunjuju danas je na tržištu zbrka pojmova koja u svom predznaku nosi pojam u čemu je distinkcija u preparatu od ostalih na tržištu pa se tako danas mogu naći centrifuge za sljedeće sustave:

- P-PRP *Pure Platelet Rich Plasma (PRGF Endoret BTT)*
- L-PRP *Leukocyte and Platelet Rich Plasma (Biomet GPS)*
- P-PRF *Pure Platelet Rich Fibrin (Fibrinet)*
- L-PRF *Leukocyte and Platelet Rich Fibrin (Intra-Lock; Intra Spin L-PRF)*
- A-PRF *Advanced Platelet Rich Fibrin (Choukroun)*
- I-PRF *Injectible Palated Rich Fibrin (Choukroun).*

Uglavnom o kojoj god da se tehnici radi, autologno pripremljeni materijal ima izvrsnu ulogu u cijeljenju jer je bogat čimbenicima rasta: PDGF, TGF, VEGF, EPDGF, IGF-1 i sl. Indikacije za uporabu su široke i posebice je dobro kad se

kombiniraju s nekim drugim autolognim, alogenim ili ksenogenim materijalom. Danas se samostalno najčešće kod prezervacija alveola rabi GBR i GTR tehnika i kod zacjeljivanja u mukogingivalnoj kirurgiji.

## MATERIJALI U DENTALNOJ IMPLANTOLOGIJI

Materijali koji se danas rabe u dentalnoj implantologiji najčešće se dijele prema reakciji tkiva koju taj materijal izaziva u organizmu na biotolerantne, bioinertne i bioaktivne materijale. U širem smislu dentalni implantati su sve ono što se umeće/usađuje u tkivo, ali se danas pod dentalnim implantatom smatra enosealni vijak/cilindar koji se ugrađuje u kost kao supstitut zuba.

**Biotolerantni materijali** su uglavnom metali (nehrđajući čelik, krom-kobalt-molibdenska legura, legure plemenitih metala) te polimerni materijali (polioksimitilen i polimetilmetakrilat). Legure krom-kobalt-molibdena sastavljene su od približno 62 % kobalta 28 % kroma i 6 % molibdena. Rabe se za izradu implantata metodom lijevanja. Otpornost na koroziju u biološkoj im je sredini mnogo bolja nego kod implantata izrađenih od nehrđajućeg čelika. Nehrđajući čelik sadržava i 18 % kroma i 8 – 12 % nikla pa treba biti oprezan s obzirom na učestale alergijske reakcije na nikel. Takvi se implantati izrađuju postupkom štancanja ili lijevanja. Hladno obrađeni nehrđajući čelik ima izvanredne karakteristike jer ne zahtijeva složene postupke oblikovanja u različite oblike te mu je zamor materijala nizak. Troškovi proizvodnje takvih implantata su također niski, ali je problem slaba otpornost na rubnu koroziju te lošija tkivna reakcija. Reakcija na takve materijale je samo fibroosealna inkorporacija. Ti se materijali danas rabe za izradu endodontskih ili subperiostalnih implantata.

**Bioinertni materijali** kao titan, tantal i aluminij-oksidna keramika nakon ugradnje u kost ne oštećuju regenerativnu sposobnost koštanog tkiva, a time i mogućnost remodelacije te, s obzirom na to da nema imunoreakcije, takvi se implantati mogu osim mehanički i biološki inkorporirati neposrednom koštanom vezom koja se može utvrditi elektronskim mikroskopom. Ta čvrsta neposredna veza koštanog tkiva i titana temeljni je koncept Branemarkova koncepta oseointegracije postavljenog još pedesetih godina dvadesetog stoljeća, a na njemu počiva cijela današnja dentalna implantologija.

Danas je materijal izbora za izradu dentalnih implantata titan. Dugo se vremena rabio čisti titan zbog prihvatljivih mehaničkih svojstava, biokompatibilnosti i



izvanredne otpornosti na koroziju u biološkoj sredini te otpornosti na trošenje. Titan je otporan i na kemijsko djelovanje. Suvremena implantologija danas rabi legure titana zbog znatno boljih mehaničkih svojstava i sve zahtjevnijih tehnika obrade površine implantata kako bi se postigla optimalna površina koju kost prihvaća i može se što jače oseointegrirati. Dokazano je da sam titan ne osigurava izravan kontakt s kosti već to čini titanov oksid. Oksidacija se najčešće zbiva tijekom preparacije implantata na povišenoj temperaturi. Povećana debljina titanova oksida povećava površinsku energiju i dolazi do povećanja površinske hidrofilnosti. Metoda površinske obrade utječe na tip titanova oksida i utječe na adheziju apatita i adheziju na površini titana. Modificiranjem površine implantata može se povećati površina kontakta i implantata i time izravno utjecati na biološku oseointegraciju. Hidrofilne su površine povoljnije za interakcije s biološkim tekućinama i stanicama u usporedbi s hidrofobnima, jer povećavaju adsorpciju proteina na površinu materijala i povećavaju snagu prijanjanja molekula. Čini se da baš površinskom modifikacijom (kemijskom ili/i fizikalnom) titana dolazi do nagle promjene od hidrofobne (veliki kontaktni kut površine) u hidrofilnu (niski kontaktni kut površine) površinu. Siva boja titana može katkad biti estetski problem pogotovo u fronti i kod nižih biotipova gingive. Zato su suvremena istraživanja usmjerena na pronalazak materijala sličnih boji zuba, a koji su istodobno biokompatibilni. Posljednjih desetak godina u uporabi su cirkonij-dioksidni implantati izrađeni od keramike bazirane na cirkonijevu dioksidu. To je materijal visoke čvrstoće i može se rabiti i kod velikih opterećenja. Za razliku od titanske površine implantata, površina cirkonij-dioksidnoga implantata je glatka. Cirkonijev dioksid poboljšava proliferaciju osteoblasta, ali ne utječe na pripoj ni snagu adhezije baš zbog te neporoznosti. Dokazano je da se sinteza proteina i ultrastruktura osteoblasta ne razlikuje kod titanskih i cirkonij-dioksidnih implantata. Cirkonij-dioksidni implantati pokazuju visoki stupanj biokompatibilnosti, manje nakupljanje bakterija nego na površini titanskih implantata i bolje estetske karakteristike. Međutim, za definitivnu ocjenu nedostaje dugotrajnije praćenje i veći broj dobro evidentiranih kliničkih slučajeva.

Danas je za proizvodnju dentalnih implantata razvijen i visokoporozan materijal od tantala (*trabecular Metal Material Zimmer TMT*, Parsippany, NY, SAD) koji simulira trabekularnu strukturu. Tim biomimetičkim načinom obrade postignuta je zadovoljavajuća poroznost, a modul elastičnosti (2,5 – 3,9 GPa) što ga približava modulima elastičnosti spongiozne kosti (6,8 GPa) i kortikalne kosti (13 – 17 GPa). Porozni tantal je biološki relativno inertan materijal s ograničenim mogućnostima vezanja za kost. Taj se problem prevladava obradom poroznog

tantala toplinskom obradom u alkalnom okolišu. Takav proces dovodi do nastajanja hidroksilapatita na površini te se poboljšava integracija implantata od tantala. Nedavna ortopedska istraživanja s takvim materijalom pokazuju da ima i oseokonduktivnih i oseoinduktivnih svojstava, što je pozitivno u situacijama kada je kost kompromitirana i na takav se način sprječava labavljenje implantata. Takav porozni tantal pokazao se dobrom podlogom za adheziju osteoblasta, njihovu proliferaciju i diferencijaciju.

Osim legura, implantati se mogu izrađivati i od biokeramike, aluminijske oksida i biouglijika. Keramički materijali obuhvaćaju skupinu materijala sličnih karakteristika, ali različite strukture. Sastoje se od složenih kombinacija metalnih i nemetalnih elemenata. Ti materijali mogu biti čisti kristalni oksidi ili mješavine oksida kao staklo i porculan. Struktura počiva na ionskim vezama, a kristalna struktura može pak biti duža ili kraća. Odlika je keramičkih materijala da su tvrdi i krhki, ali unatoč lošim mehaničkim svojstvima pokazuju povoljne reakcije na tkiva.

Pokazuju visoku otpornost na koroziju, ali su krhki. Teško ih je modelirati u željeni oblik, ali rabi se tzv. monokristal za izradu transdentalnih implanta.

Osamdesetih i devedesetih godina prošloga stoljeća rabio se aluminijski oksid u obliku monokristalnog i polikristalnog aluminijske oksida koji je pokazivao oseointegraciju, ali je povučen s tržišta zbog lošijih mehaničkih svojstava (loma) takvih implantata i slabije stope preživljenja. Bioaktivni materijali poput staklokeramike i kalcij-fosfatne keramike nakon ugradnje u koštano tkivo pobuđuju osteogene procese. Problem je njihova resorptivnost i nisu pogodni kao materijal za mehaničke dentalne usadke.

## LITERATURA

1. Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, Anand M, Amarnath GS, Mankar S. A Review on biomaterials in dental implantology. *Int J Biomed Sci.* 2015;11(3):113-20.
2. Kuhn K, Rudolph H, Graf M, Moldan M, Zhou S, Udart M, Böhmeler A, Luthardt RG. Interaction of titanium, zirconia and lithium disilicate with peri-implant soft tissue: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials.* 2015;15;16(1):467-9.
3. Mausli PA, Simpson JP, Burri G. Constitution of oxides or titanium alloys for surgical implants. U: de Potter (ur.). *Implant Materials in biofunction.* Amsterdam:Elsevier; 1988.
4. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 3. izd. St. Louis: Mosby Elsevier;2008.
5. Onișor-Gligor F, Juncar M, BăciuȚ G, Bran S, Juncar RI, Dumitrașcu DI, BăciuȚ MF. Subantral augmentation with a 1/1 alloplastic and autologous material mixture. Histological Characteristics and Dimensional Stability of the Newly Formed Bone. *Clujul Med.* 2015;88(1):69-72.
6. Tzanakakis EC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2015;6. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.008. [Epub ahead of print]



# Kazalo pojmova

---

## A

- abrazija 20, 293, 299
  - čista 294
  - dvotočkasta 299
  - nulta 294
  - selektivna 294
  - trotočkasta 299
- abraziv 297, 299
- abrazivna sredstva 297, 304
- abrazivnost
  - relativna, cakline (REA) 87
  - relativna, dentina (RDA) 87
- Ada norme 70
- adhezija 21, 108
- adhezijski sustavi 120
  - jetkajuće/ispirajući 122
  - odgovor tkiva 126
  - primjena 126
  - samojetkajući 122
  - sastav 125
  - staklenoionomerni 124
  - struktura 125
  - svojstva 126
- akrilati 211, 213
  - brzi toplopolimerizirajući 213, 219
  - kemijski polimerizirajući 218
  - obrada površine 318
  - ojačani 213
  - poroznost 221
  - svjetlosno polimerizirajući 213, 220
  - svojstva 214
  - za fasete na krunicama 224
  - za maksilofacijalne defekte 224
  - za lijevanje 213
  - za privremene protetičke radove 225
  - za udlage 225
- alergijske reakcije 51, 171, 216
- alotropija 9
- aluminij 165
- amalgam 42, 58, 128
  - odgovor tkiva 139
  - sastav 133
  - struktura 133
  - svojstva 134
- amalgamski rat 129
- Američka udruga dentalne medicine (ADA) 53, 70
- arkanzaški kamen 300

## B

- bakar 166
- berilij 165

- bioaktivno staklo 81, 85, 93
- biokompatibilnost 48
  - dentalnih materijala 48
  - ispitivanja 53
- biomimetika 42
- boja 33
- boja zuba 36
- bor 165
- Bravais, Auguste 9
- brusni papir 300

## C

- CAD/CAM tehnologija 309
- cementi
  - cinkov oksid bez eugenola 231
  - cinkov oksid s eugenolom 151, 231
  - dentalni 227
  - klasifikacija 230
  - kompozitni 238
  - privremeni 231
  - privremeni za dulju uporabu 233
  - svojstva 228
  - staklenoionomerni 98, 236
    - pojačani metalom 236
    - smolom modificirani 102, 152, 236
    - svjetlosno polimerizirajući 236
    - tradicionalni 100, 242
    - visokoviskozni 103
  - temeljeni na biokeramici 154
  - temeljeni na kalcijevu hidroksidu 150
  - trajni 234
    - cink-fosfatni 233
    - polikarboksilatni 235
- cerezin 284
- certificiranje 53, 66, 75
- Ce znak 75
- cink 166
- cirkon 205
- cirkonij 205
- cirkonijev silikat 295, 300, 302
- Concha Veneris* 187
- crvena pasta 302

## Č

- čelik 300
- četka s konjskom dlakom za poliranje 299
- čvrstoća, vlačna 8, 23

## D

- densit 274

dijamant 10, 300  
 – sintetički 300  
 – svrdlo 299  
 dijamantna freza 297  
 dijamantna pasta za poliranje 307  
 dijamantna savitljiva traka 300  
 dijamantni disk 307  
 dodir  
 – koncentrirani (nekonformni) 19  
 – površinski (konformni) 18

## E

elastomeri 245  
 – vezivanje 256  
 email 186  
 eukaperka 150  
 Europsko povjerenstvo za normizaciju 73

## F

fajansa 185  
 fluor 80, 98  
 fluoridacija, topikalna 80  
 fluorescencija 37  
 freze, dijamantne, karbidne, čelične 297, 303  
 frit 188

## G

galij 166  
 glaziranje 200, 307  
 glinenci 192, 202  
 gume 69, 285  
 – za žvakanje 81, 92, 97  
 gutaperka 69, 154, 156  
 granat 295, 300  
 granica razvlačenja 26  
 greške kristalne strukture 13

## H

hidrokoloide 243, 258  
 – ireverzibilni 261  
 – reverzibilni 259  
 hrpavost 17  
*hydraulic* 274

## I

indij 166, 169, 176  
 instrumentalna metoda određivanja boje zuba 40  
 inženjerstvo materijala 3  
 iridij 165  
 ispitivanje  
 – statičko vlačno 25  
 – savijanjem 27  
 – tlačno 28  
 istezanje 26  
 izdržljivost, dinamična 29

## J

japanski vosak 284  
 jelenja koža 299  
 jodiformni cement 150

## K

kakaov maslac 284  
 kameleonski učinak 42  
 kandelinski vosak 284  
 kaolin 45, 187, 193, 202  
 karbidi 302  
 karnaubski vosak 284  
 kazein-fosfopeptid 93  
 keramički čelik 206  
 keramika 5, 44, 185  
 – aluminij-oksidna 205  
 – staklom infiltrirana 204  
 – bijela 199  
 – biomedicinska 189  
 – cirkonij-oksidna 205  
 – glaziranje 200  
 – glinična 202, 325  
 – hibridna 327  
 – klasifikacija 189  
 – obložna 197  
 – oblikovanje 197  
 – obrada površine nadomjestka 307  
 – oksidna 204  
 – proizvodni procesi 197  
 – sastav 192  
 – silikatna 202  
 – sinteriranje 199  
 – *slip-cast* tehnologija 191  
 – strojna izrada 325  
 – struktura 194  
 – sušenje 198  
 – svojstva 195  
 – toplo-tlačna tehnologija 190, 204  
 – zahtjevi za primjenu 191  
 – zelena 197  
 kivetiranje 213  
 klica kristalizacije 8  
 klorheksidin 81, 91  
 kloroperka 149  
 ključ boja 38  
 kobalt 165  
 kobalt-kromove legure 176  
 kolutovi  
 – jelenja koža za poliranje 299  
 – platneni za poliranje 299  
 kompomer 99, 111  
 kompoziti 6, 42, 97, 99, 109  
 – *bulk* 110  
 – čestice punila 110  
 – klasifikacija 110  
 – obrada površine ispuna 304  
 – odgovor tkiva 117  
 – sastav 113

- struktura 115
- svojstva 116
- tekući 110
- temeljeni na siloranu 111
- visokoviskozni 110
- korund 295, 300
- kositar 166
- kositreni oksid 187, 193, 295, 300, 302
- kreda 300
- kremen (kvarc) 192, 302
- kristali
  - mješanci 14
  - intermetalnog spoja 15
  - kemijskoga spoja 15
- kristalizacija 6
  - klica 8
- kristalne smjese 15
- kristalni sustavi 10
- kristalografija 9, 13
- krom 165

## L

- legure 14, 167
  - dentalne 60, 167
  - mehanička svojstva 169
  - kemijska svojstva 171
  - plemenite 173
  - tribokorozijska svojstva 172
  - neplemenite 14, 61, 167, 174, 320
- leucit 45, 188, 202
- lubrikacija 296

## M

- Magma charta libertatum* 67
- majolika 185
- mangan 182, 301
- masti 286
- materijali 2
  - biotolerantni 344
  - bioinertni 344
  - krhki 194, 196
  - laboratorijski 272
  - pomoćni 272
  - za ulaganje 279
    - vezani fosfatima 279
    - vezani sadrom 280
    - vezani silikatima 280
- Međunarodna federacija dentalne medicine (FDI) 70
- Međunarodna organizacija za normizaciju (ISO) 71
- mehanička svojstva materijala 23
- metali 4, 162
- metal-keramika 188
- metal, obrada površine nadomjestka 305
- mikrovrdoća 196
- mineralna proteza 187
- modul elastičnosti 26, 194
- molibden 166
- montanski voskovi 284

## N

- naprezanje 23, 26
  - zaostalo 287
- nikal 61, 166
- nikal-kromove legure 176
- norme 65
  - ADA 75
  - ISO 71
  - Europske unije 73

## O

- obrada površine dentalnih materijala 292, 307
- opalescencija 37
- opterećenje 23, 169
- otisci, dezinfekcija 266
- otisni materijali 242
  - vlaženje površine 264
- ozokerit 284

## P

- paladij 61, 164
- pčelinji vosak 283
- pijesak 218, 295, 300
- platina 164
- plovučac 295, 300
- podlaganje
  - materijali 221
    - dugotrajni, meki 221
    - kratkotrajni, meki 221
    - tvrdi 222
- podmazivanje 17, 28, 296
- polieteri 251
  - vinil (hibridi) 252
- polikristali 8
- polimeri 30, 208
  - proizvodnja 210
  - sastav 211
  - termootporni 210
  - termoplastični 210
- polimerizacija 210, 217
  - adicijska 210
  - akrilata, faze 218
  - injekcijska 219
  - kondenzacijska 211
  - kontrakcija 215
  - mikrovalna 221
  - *ring opening* 211
- polimetilmetakrilat 211
- polimorfija 12
- poliranje 139, 293, 296
  - elektrokemijsko 306
  - pasta 301
  - sipino sredstvo 300
- polisulfidi 245
- porculan 185
- površina
  - tekstura 38
  - dentalnih materijala 292

prevencija u dentalnoj medicini 80, 97  
protetički palatitis 216

## R

remineralizacija, sredstva 90, 96  
rutenij 165, 177

## S

sadra 245, 265, 273  
– proizvodnja 273  
– sastav 273  
– stvrđnjavanje 275  
– svojstva 277  
samoglaziranje 307  
silikoni 210, 232, 245, 247  
– adicijski 249  
– kondenzacijski 248  
smole 102, 272  
solidus 7  
srebrni štapići 156  
srebro 58, 61, 129, 165  
staklo-keramika 45, 189, 203, 318  
– lijevana 204  
– litij-disilikatna 45, 203, 319  
– toplo-tlačna 204  
stroj za glodanje 310, 317  
svrdlo, dijamentno 297  
supstrat 82, 108, 125, 293, 296  
– duktilni 294  
– trake i diskovi 297  
svjetlost 34  
svojstva materijala  
– opća 6, 17

## T

termički koeficijent ekspanzije 214, 237, 252, 321  
termoplastični kompozicijski materijali 281, 283  
titan 12, 147, 156, 166, 295, 322  
titanske legure 180, 323  
toksičnost  
– lokalna 51  
– sistemska 50  
transparencija 37  
transplantati  
– autologni koštani 340  
– alogeni (homologni) koštani 341  
trombocitima obogaćena plazma 343  
trombocitima obogaćen fibrin 343

trenje 17  
tribologija 17  
tribološka svojstva 17  
tribokorozija 20, 23, 172  
trikalcijev fosfat (TCP) 96  
tripoli 295, 300, 302  
trošenje 20  
tvrdoća 23  
– prema Brinellu 30  
– prema Mohsu, Vickersu, Knoopu 294  
– prema Vickersu 30

## U

udarni rad loma 31  
urikuri voskovi 284

## V

vizualna metoda određivanja boje zuba 38  
vodica za usta 90  
vosak, *inlay* 288  
voskovi 283  
– lijepljenje 291  
– modeliranje 288  
– ploče 289  
– primjena 288  
– prirodni 283  
– sintetički 285  
– svojstva 286  
– ulaganje 290

## W

Weinsteinov patent 190

## Z

zamor površine 20  
zlato 61, 164  
zub  
– akrilatni 223  
– keramički 224  
zubna pasta 85, 94

## Ž

željezo 10, 163  
žlice za otiske 260  
– individualne 222, 268  
– konfekcijske 267