Osnove stomatoloških materijala

Anić, Ivica; Baučić, Ivo; Carek, Vlado; Ćatović, Adnan; Ćelić, Robert; Galić, Nada; Grgurević, Jakša; Jerolimov, Vjekoslav; Lazić-Šegula, Biserka; Mehulić, Ketij; ...

Edited book / Urednička knjiga

Publication status / Verzija rada: **Published version / Objavljena verzija rada (izdavačev PDF)**

Publication year / Godina izdavanja: **2005**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:880094

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

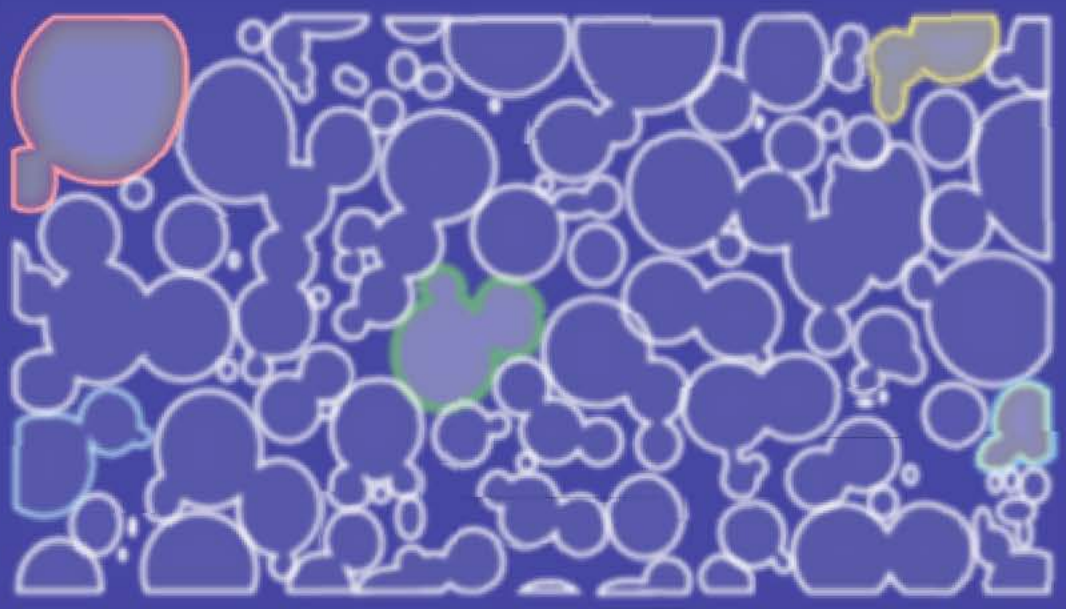
Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

Sveučilište u Zagrebu
Stomatološki fakultet

OSNOVE STOMATOLOŠKIH MATERIJALA

Vjekoslav Jerolimov i suradnici



www.sfzg.hr

Zagreb, 2005.

Urednik:
Vjekoslav Jerolimov

Autori:
Ivica Anić
Ivo Baučić
Vlado Carek
Adnan Ćatović
Robert Ćelić
Nada Galić
Domagoj Glavina
Jakša Grgurević
Vjekoslav Jerolimov
Biserka Lazić-Šegula
Ketij Mehulić
Andrea Moguš-Milanković
Josip Pandurić
Goranka Prpić-Mehičić
Ilija Škrinjarić
Mladen Šlaj
Zrinka Tarle
Denis Vojvodić
Jasenka Živko-Babić

Naslovnica:
Mirjana Krajačić
Vjekoslav Jerolimov

ISBN 953-96287-6-8

SADRŽAJ

Stranice

1. PREDGOVOR **1**
2. UVOD (V. Jerolimov)..... **2**
3. STRUKTURA I SVOJSTVA MATERIJALA (A. Moguš-Milanković)..... **6**
3.1. Mehanička svojstva..... **7**
3.2. Optička svojstva..... **9**
3.3. Termička svojstva..... **10**
3.4. Ostala svojstva..... **11**
4. OSNOVE BIOMEHANIKE (A. Ćatović)……..... **14**
4.1. Uvod..... **14**
4.2. Naprezanje i njegovi temeljni oblici..... **15**
4.3. Elastičnost i viskoelastičnost materijala..... **15**
4.4. Žilavost..... **16**
4.5. Udarna radnja loma..... **16**
4.6. Dinamička izdržljivost materijala..... **16**
4.7. Tvrdoća..... **18**
4.8. Žvačne sile i opterećenje..... **18**
4.9. Uzroci sloma materijala..... **18**
5. STOMATOLOŠKI MATERIJALI I OKOLNA TKIVA (J. Pandurić)..... **21**
6. STRUKTURA I SVOJSTVA METALA (J. Živko-Babić)…..... **24**
6.1. Pojam atoma..... **24**
6.2. Metalna veza..... **24**
6.3. Svojstva metala..... **25**
6.4. Taljenje čistog metala..... **25**
6.5. Skrućivanje metala..... **26**
6.6. Legure..... **26**
6.7. Svojstva protetskih legura..... **27**
6.7.1. Metalografska podjela legura…….…... 27
6.7.2. Podjela legura s obzirom na udio plemenitih komponenata ...……..… 28
6.7.3. Podjela plemenitih legura .....……... 29
6.7.4. Podjela plemenitih legura prema mikrotvrdoći..……... 31
6.7.5. Neplemenite legure..... .....…….….. 32
7. LEGURE ZA KRUNICE I MOSTOVE (J. Živko-Babić)…..... **34**
7.1. Metalografska podjela legura **35**
7.2. Podjela legura s obzirom na udio plemenitih komponenata **35**
7.3. Podjela plemenitih legura **36**
7.3.1. Zlatne legure…….……... 37
7.3.2. Srebro-paladijeve legure……...…….... 38
7.3.3. Paladijeve legure……...……... 38
7.4. Podjela plemenitih legura prema mikrotvrdoći..... **39**
7.5. Neplemene legure ……..... **40**
8. NADOGRADNJE (D. Komar)..... **42**
8.1. Vrsta nadogradnje..... **43**
8.1.1. Individualna lijevana nadogradnja.....…….....…. 44
8.1.2. Konfekcijske nadogradnje.....…….....…. 44
8.2. Materijali za izradbu nadogradnje..... **47**

9. LEGURE ZA BAZU PROTEZE (J. Pandurić)…..... 49
9.1. Kobalt – krom legure za lijevanje..... 50
9.1.1. Sastav legura.....……..... 51
9.1.2. Svojstva pojedinih sastojaka legure.....……..... 52
9.1.3. Mikrostruktura.....……..... 54
9.2. Glavna fizikalna svojstva..... 55
9.2.1. Temperatura taljenja i lijevanja.....……..... 55
9.2.2. Kontrakcija pri lijevanju.....……..... 56
9.2.4. Gustoća.....……..... 57
9.3. Mehanička svojstva..... 57
9.3.1. Tvrdoća.....……..... 57
9.3.2. Čvrstoća.....……..... 58
9.3.3. Čvrstoća smicanja (savijanja).....……..... 58
9.3.4. Vlačna čvrstoća.....……..... 58
9.3.5. Izduženje - rastezljivost.....……..... 59
9.3.6. Modul elastičnosti.....……..... 59
9.4. Plemeniti čelik..... 60
9.5. Titan..... 60
10. POLIMERI I POLIMERIZACIJA (V. Jerolimov)..... 62
10.1. Struktura i klasifikacija polimera..... 63
10.2. Polimeri akrilne i metakrilne kiseline..... 65
10.3. Polimetil-metakrilat (PMMA)..... 65
10.4. Tijek polimerizacije..... 67
10.5. Umrežavanje..... 67
10.6. Razgradnja polimera..... 68
11. POLIMERI U FIKSNOJ PROTETICI (D. Vojvodić, B. Lazić)…..... 70
11.1. Polimerni materijali za fasetiranje ……..……..... 70
11.1.1. Usporedba materijala za fasetiranje….....….. 70
11.1.2. Svojstva materijala za fasetiranje….....….. 72
11.2. Polimeri za privremene krunice i mostove ……..... 78
11.2.1. Zadaci privremenih krunica i mostova.....….. 78
11.2.2. Vrste privremenih krunica i mostova izrađenih od polimernih materijala.....….. 79
12. POLIMERI U MOBILNOJ PROTETICI (V. Jerolimov)..... 84
12.1. Uvod..... 84
12.2. Materijali za bazu proteze..... 84
12.2.1. Povijesni razvoj.....….. 84
12.2.2. Poželjna svojstva.....….. 85
12.2.3. Polimeri za bazu proteze.....….. 87
12.2.4. Polimerizacijski postupci.....….. 89
12.2.5. Nedostatci polimerizacijskog postupka.....……... 94
12.2.6. Modificirani polimerizacijski materijali…….....….. 96
12.3. Materijali za podlaganje..... 97
12.4. Umjetni zubi..... 99
13. KERAMIKA U STOMATOLOŠKOJ PROTETICI (K. Mehulić)……..... 102
13.1. Povijesni prikaz zubne keramike..... 102
13.2. Kemijski sastav i svojstva keramike..... 105
13.3. Keramički sustavi..... 107
13.3.1. Glinična keramika-keramika za pečenje na kovinu…….....….. 107
13.3.2. Potpuno keramički sustavi.....……..... 108

13.3.3. Aluminijoksidna keramika..... 109
13.3.4. Staklokeramika..... 109
13.3.5. Cirkonijeva keramika..... 110
13.4. CAD-CAM keramika..... 110
14. CEMENTI (B. Lazić)..... 113
14.1. Podjela cemenata..... 113
14.2. Zahtjevi koje mora ispunjavati svaki dobar cement..... 115
14.3. Cinkofosfatni cement..... 116
14.4. Silikatni cement..... 117
14.5 Silikofosfatni cement..... 118
14.6. Cinkoksid-eugenol cement..... 118
14.7. Etoksibenzoev cement..... 119
14.8 Polikarboksilatni cement..... 119
14.9. Staklenoionomerni cement..... 120
14.10. Akrilatni cement..... 122
14.11. Kompozitni cement..... 122
15. SADRA (V. Carek)..... 124
15.1. Uvod 124
15.2. Kemijske karakteristike sadrenih proizvoda..... 124
15.3. Proizvodnja mekane, tvrde i poboljšano tvrde sadre..... 125
15.4. Svojstva..... 126
15.4.1.Vrijeme stvrdnjavanja..... 126
15.4.2. Primjena..... 130
16. MATERIJALI ZA ULAGANJE (J. Živko-Babić)..... 132
16.1. Uložni materijali za lijevanje plemenitih legura..... 133
16.2. Uložni materijali za lijevanje visokotaljivih plemenitih legura i neplemenitih legura..... 134
16.3. Uložni materijali za lemljenje..... 134
16.4. Svojstva materijala za ulaganje..... 135
16.4.1. Plastičnost..... 135
16.4.2. Tvrdoća i čvrstoća..... 135
16.4.3. Poroznost i veličina čestica..... 136
16.4.4. Postojanost na visokim temepraturama..... 136
16.4.5. Promjene volumena..... 136
17. VOSKOVI (I. Baučić, V. Carek)..... 139
17.1. Povijesni pregled..... 139
17.2. Uporaba voska u stomatologiji..... 140
17.3. Kemijski sastav..... 141
17.4. Mehanička i fizikalna svojstva..... 141
17.5. Vrste voskova – komponente dentalnih voskova..... 144
17.6. Sastav dentalnih voskova..... 146
17.7. Primjena..... 146
18. TERMOPLASTIČNI KOMPOZICIJSKI MATERIJALI (R. Ćelić)..... 152
18.1. Sastav..... 152
18.2. Svojstva..... 153
18.3. Način uporabe..... 154
19. CINKOKSID – EUGENOL PASTE (R. Ćelić)..... 157
19.1. Sastav i svojstva..... 157
19.2. Manipulacija..... 159

20. ELASTIČNI MATERIJALI ZA OTISKE (D. Vojvodić)……..... 161
20.1. Uvod..... 161
20.2. Sintetički elastomeri..... 162
20.2.1. Polisulfidi.....…….. 163
20.2.2. Silikoni.....……..…….. 164
20.2.3. Polieteri.....…….. 165
20.2.4. Svjetlosno polimerizirajući sintetički otisni materijali.....……... 166
20.2.5. Priprema sintetičkih elastomera za otiske.....…….. 166
20.2.6. Svezivanje sintetičkih elastomera (polimerizacija)…….. 167
20.2.5. Fizikalna svojstva sintetičkih elastomera.....…….. 169
20.3. Hidrokoloidi..... 170
20.3.1. Reverzibilni hidrokoloidi.....…….....…….. 171
20.3.2. Ireverzibilni hidrokoloidi - alginati.....…….....…….. 173
20.4. Vlaženje površine..... 176
20.5. Dezinfekcija otisaka..... 176
21. DENTALNI AMALGAMI (G. Prpić-Mehičić, N. Galić)……..... 179
21.1. Sastav dentalnih amalgama..... 181
21.1.1.Konvencionalni dentalni amalgami.....…….. **181**
21.1.2.Dentalni amalgami s visokim udjelom bakra.....…..…….. **181**
21.2. Svojstva dentalnog amalgama..... 182
21.3. Ostala svojstva dentalnog amalgama..... 183
21.4. Primjena dentalnog amalgama..... 185
21.4.1.Poliranje dentalnih amalgama.....…….. 185
22. SMOLASTI KOMPOZITNI MATERIJAL (J. Šutalo)……..... 188
22.1. Sastav smolastog kompozitnog materijala..... 188
22.2. Svrstavanje kompozitnih materijala..... 192
22.3. Kliničke indikacije..... 194
22.4. Hibridni smolasti kompozitni materijal..... 194
22.5. Mikrohibridni smolasti kompozitni materijal..... 195
22.6. Tekući smolasti kompozitni materijal..... 195
22.7. Pakirajući smolasti kompozitni materijal..... 196
22.8. Mehanizam stvrdnjavanja kompozitnih smola..... 196
22.9. Svojstva smolastog kompozitnog materijala..... 198
22.10. Stres zbog skupljanja kompozitne smole..... 199
23. CAKLINSKO - DENTINSKI ADHEZIJSKI SUSTAVI (Z. Tarle)……..... 201
23.1. Zaostatni sloj..... 201
23.2. Adhezija u caklini..... 201
23.3. Adhezija u dentinu..... 203
23.4. Hibridizacija dentina..... 204
23.5. Sastav caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava..... 204
23.6. Podjele caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava..... 205
24. MATERIJALI ZA PUNJENJE KORIJENSKOG KANALA (I. Anić)..... 211
24.1. Meka punila koja trajno ostaju meka (paste)..... 212
24.1.1. Paste temeljene na kalcij hidroksidu.....…….. 212
24.2. Meka punila koja stvrdnjavaju u korijenskom kanalu (cementi)…….. 213
24.2.1. Cementi temeljeni na kalcij hidroksidu 214
24.2.2. Punila temeljena na cink oksidu-eugenolu..... 215
24.2.3. Punila temeljena na umjetnim smolama..... 216
24.3. Polutvrda punila..... 217
24.3.1.Gutaperka.....…….. 217

24.4. Tvrda punila korijenkog kanala..... 218
24.3.1.Srebrni štapić.....…….. 218
25. MATERIJALI U PEDODONCIJI (D. Glavina, I. Škrinjarić)……..... 220
25.1. Kalcijev hidroksid..... 220
25.1.1. Mekane paste odnosno preparati koji ne stvrdnjavaju.....….. 221
25.1.2. Preparati koji stvrdnjavaju.....….. 222
25.2. Materijali za privremeno zatvaranje kaviteta..... 223
25.3. Amalgami..... 224
25.4. Stakleno jonomerni cementi..... 225
25.4.1. Konvencionalni stakleno jonomerni cementi.....….. 227
25.4.2. Pojačani stakleno jonomerni cementi (Cermet).....….. 229
25.4.3. Visoko viskozni stakleno jonomeri.....… 229
25.4.4. Smolom izmijenjeni (hibridni) stakleno jonomerni cementi..... 230
25.5. Adhezija na tvrda zubna tkiva..... 231
25.5.1. Caklina.....….. 231
25.5.2. Dentin.....….. 232
25.6. Kompomeri..... 238
25.7. Giomeri..... 239
25.8. Kompozitni materijali u pedodonciji..... 240
25.9. Keramički ispuni i fasete..... 241
25.10. Materijali za pečečenje fisura i pečatne ispune..... 241
26. MATERIJALI U ORTODONCIJI (M. Šlaj)……..... 247
26.1. Materijali koji se koriste u pripremnim postupcima za ortodontsku terapiju..... 248
26.1.1. Uzimanje otiska.....….. 248
26.1.2. Izlijevanje odljeva.....….. 248
26.1.3. Situacijski i konstrukcijski zagriz..... 249
26.2. Materijali koji se koriste za izradu mobilnih ortodontskih naprava..... 249
26.2.1. Akrilati.....….. 249
26.2.2. Žica za izradu retencionih i aktivnih elemenata.....….. 253
26.2.3. Ortodontski vijci (ekstenzori)..... 254
26.3. Materijali koji se koriste za izradu fiksnih ortodontskih naprava…... 255
27. MATERIJALI U ORALNOJ KIRURGIJI (J. Grgurević)……..... 267
27.1. Sintetički materijali kojima se nadomješta kost..... 267
27.2. Materijali od kojih se izrađuju epiteze i resekcione proteze..... 268
27.2.1. Materijali za epiteze.....….. 268
27.2.2. Materijali koji su se koristili za izradu epiteza.....….. 269
27.2.3. Silikonska guma..... 269
27.3. Materijali od kojih se izrađuju implantati..... 270
27.4. Materijali za šivanje..... 272
27.4.1. Resorptivni konci.....……... 272
27.4.2. Neresorptivni konci.....…..... 273
27.4.3. Sintetički neresorptivni konci 274
27.4.4. Igle za šivanje.....….. 274
28. ZAVRŠNA OBRADA STOMATOLOŠKIH RADOVA (V. Carek)…..... 276
28.1. Završna obrada jednokomadnih odljeva..... 279
28.1.1. Abrazija i poliranje.....….. 279
28.1.2. Obrada i poliranje fiksno protetskih radova.....….. 280

1. PREDGOVOR

Sadržaj ovog *on-line* udžbenika namijenjen je prvenstveno studentima stomatologije, a također brojnim stomatolozima, kao i specijalizantima i specijalistima iz svih stomatoloških grana. Programom predmeta Stomatološki materijali poučava se studente o vrstama materijala, kao i o njihovoj tehnološkoj i kliničkoj primjeni, pri čemu se potiče sposobnost analiziranja i odabira najboljeg materijala za svaki tehnološki i klinički zadatak. Sadržajem predmeta obuhvaćena je raznovrsna tematika koja će doprinijeti razvijanju općih i specifičnih kompetencija budućih stomatologa, tj. znanja i vještina iz tog područja.

Nastava se odvija u obliku predavanja samostalnog predmeta, kao i putem integrirane praktične nastave u drugim predmetima: u predkliničkim i kliničkim vježbama iz Mobilne protetike, Fiksne protetike, Dentalne patologije i Ortodoncije, zatim u kliničkim vježbama iz Pedodoncije i Oralne kirurgije. Svakako valja napomenuti kako je studijski program interdisciplinarnog predmeta Stomatološki materijali, u ovome obliku i sadržaju, vrlo povoljno ocijenjen godine 2001. od DentEd - vizitacijskog povjerenstva Europske udruge za edukaciju u stomatologiji: *«The primary aim of this course is well stated and the subject is integrated in relevant areas»* !

Tekst još nije lektoriran i recenziran, što će biti učinjeno tijekom srazmjerno dugotrajnog postupka odobravanja kao udžbenika Sveučilišta u Zagrebu. Udžbenik će u konačnoj verziji biti dopunjen fotodokumentacijom, literaturom i drugim pojedinostima.

Vrijednost je nastavnog teksta ove vrste u pokrivenosti gotovo čitave stomatološke struke te u interdisciplinarnosti i povezanosti sa sadržajima odgovarajućih kliničkih predmeta. To je rezultat koncepcije predmeta Stomatološki materijali i involviranosti brojnih stručnjaka iz raznih stomatoloških grana. U toj činjenici, doduše, leži i razlog da je ovaj udžbenik nešto duže nastajao nego li je prvotno zamišljeno.

Zahvalan sam svim suradnicima na vrijednom doprinosu u nastavi te pisanju rukopisa knjige, posebno dr. sc. Robertu Ćeliću na pomoći oko uređivanja rukopisa. Također se zahvaljujem gospođici Mirjani Krajačić na izradbi naslovnice te kolegi Ivici Pelivanu na tehničkoj pomoći pri postavljanju ovog *on-line* udžbenika. Ujedno ću, zajedno sa suradnicima ove knjige, biti zahvalan svim studentima i kolegama na primjedbama i kritikama (jerolimov@sfzg.hr) po objavljivanju teksta na web-stranicama Stomatološkog fakulteta. Takav odnos prema ovome tekstu mogao bi doprinijeti dodatnom oblikovanju konačne, tiskane verzije udžbenika.

Zagreb, veljača 2005. V. Jerolimov

2. UVOD

Vjekoslav Jerolimov

Stomatološki materijali kao predmet u nastavi te sadržaj stručnih rasprava i znanstveno-istraživačkih radova srazmjerno je novijeg datuma. Međutim, bavljenje materijalima postoji od početka zubarstva i stomatologije, tj. od vremena prvih pronađenih zlatnih zubnih nadomjestaka iz doba Feničana i Etruščana, starih preko 2500 godina.

U suvremenoj stomatologiji koristimo se preventivnim, terapijskim, korektivnim i restorativnim zahvatima. Po nekim procjenama, samo za restorativne zahvate u stomatološkoj djelatnosti potroši se od pola do tri četvrtine radnog vremena. Nadomještanje zuba, bez obzira na razloge zašto su izgubljeni, obično se provodi iz estetskih razloga i/ili uspostavljanja žvačne funkcije. Iz ovih okolnosti proizlazi nužnost i važnost poznavanja svojstava stomatoloških materijala te tehnologije njihove primjene.

Pod pojmom stomatoloških materijala podrazumijevamo one materijale koji se koriste u različitim stomatološkim zahvatima, bez obzira jesu li određeni za stalnu ili privremenu primjenu u ustima pacijenta ili se, pak, koriste u zubotehničkom laboratoriju tijekom izradbe nadomjestaka. Stomatolog i zubni tehničar dnevno koriste različite vrste materijala, vjerojatno veći broj nego li se koristi u bilo kojoj drugoj profesiji.

U svrhu uspješnog rukovanja stomatološkim materijalima, u kliničkoj i laboratorijskoj stomatologiji, neophodno je poznavati njihova mehanička, fizikalna, kemijska i biološka svojstva, kao i tehnološki postupak primjene pojedinog materijala. Stoga je očito kako temeljna saznanja crpimo iz triju temeljnih znanstvenih disciplina, kao što su fizika, kemija i biologija. U promatranju postojećih, poboljšanju ili traženju novih materijala, vrlo je važno uskladiti saznanja iz svih navedenih područja znanosti.

Znanstveni i stručni rad u području stomatoloških materijala posebno je zahtjevan i stoga što njihova svojstva izravno ovise o brojnim okolnostima. Ona ovise ne samo o sastavu i međusobnom odnosu pojedinih sastojaka u nekom materijalu već i o odnosu toga materijala prema promjenjivim okolnostima u usnoj šupljini. Pogrješke i uspjesi u zubotehničkoj i kliničkoj praksi izravno su povezani s ispravnim odabirom materijala. Stalno valja imati na umu kako materijal treba imati odgovarajuća svojstva za specifičnu primjenu te da se koriste ispravno i dosljedno, što znači da se u njihovoj primjeni moramo strogo pridržavati uputa

proizvođača. Brojni su materijali, prema vrsti njihove namjene, a također i po svojstvima, međusobno vrlo različiti. U ovisnosti o laboratorijskoj i ambulantnoj primjeni, svojstva im variraju od tvrdih do izrazito mekanih i fleksibilnih, od čvrstih do krhkih itd. Neki su materijali za stalnu ili privremenu primjenu u ustima, dok su drugi za laboratorijsku. Svi oni trebaju izdržati različite utjecaje promjenjive okoline, kao što su promjene u temperaturi, kiselosti, vlažnosti, tlaku i dr. Naime, cilj je da svi materijali budu što trajniji, a njihova svojstva postojana u takvoj okolini. Tako, primjerice, temperatura u usnoj šupljini varira između 32ºC do 37ºC, u ovisnosti o vanjskoj temperaturi i otvaranju usta. Međutim, unošenjem različite hrane i pića, temperatura može doseći i raspon od 0ºC do 70ºC. Slina ima pH od 4 do 8,5. Kisela pića ili neki lijekovi mogu taj pH znatno promijeniti, pa su tako zabilježene vrijednosti pH sline u rasponu od 2 do 11. Žvačni tlak po jednom mm^2 zubne površine ili restorativnog materijala može biti neznatan ali i doseći veličinu od više kilograma. Sve spomenute, te druge okolnosti i uvjeti u oralnoj sredini, mogu utjecati na mehanička, fizikalna i kemijska svojstva i trajnost materijala. Suprotno tome, biološka svojstva materijala mogu štetno djelovati na svoju okolinu, tj. na oralnu sluznicu i mijenjati oralnu sredinu, te na taj način, u manjoj ili većoj mjeri, naškoditi lokalno ili sustavno

Uspješno rukovanje i primjena različitih materijala podrazumijeva poznavanje njihovih svojstava i ponašanja u uvjetima njihove namjene. Tako imamo materijale koji se koriste isključivo u ambulanti, npr. materijale za zubne ispune, liječenje zuba i sluznice te sl., kojima rukuju isključivo stomatolog i stomatološka sestra, pa se stoga očekuje da ih upravo oni dobro poznaju. Drugi se materijali koriste samo u zubnom laboratoriju, pa njihove karakteristike mora poznavati zubni tehničar, ali i stomatolog, kako bi se mogli sporazumjeti o njihovoj namjeni, rukovanju, te o svim mogućim problemima u svezi s njihovim korištenjem. Na kraju, s nekim materijalima, kao što su npr. različita otisna sredstva, rukuje se u ambulanti i u laboratoriju. To znači, da o ispravnom postupanju s njima trebaju imati potrebno znanje stomatološka sestra, stomatolog i zubni tehničar, kako bi primjena bila kvalitetna, a moguće pogrješke svedene na minimum.

Poznavanje kliničkih i laboratorijskih postupaka, te uvjeta korištenja nekog materijala, bitna su pretpostavka pravilnog izbora bilo kojeg stomatološkog materijala. U svrhu izbora što boljeg materijala, npr. u slučaju izradbe mostova, moramo dobro ocijeniti radi li se o velikom rasponu između preostalih zuba nosača mosta i postoji li u tom području snažan žvačni tlak, potom radi li se o vidljivom području i drugo. Takvi čimbenici moraju biti pomno razmotreni prije nego li počnemo razmišljati o izboru odgovarajućeg materijala. Nakon ove, prve faze odabira materijala, potrebno je razmisliti o svojstvima koje potencijalni

materijal mora posjedovati, kako bi zadovoljili analizirane kliničke uvjete. U konkretnom slučaju to znači odabrati materijal koji će biti dovoljno otporan na lom i svijanje, uz zadovoljavajući estetski učinak i dr. Istodobno stomatolog mora razmišljati o materijalu izbora za određenu namjenu, odnosno o nama dostupnim materijalima u tom trenutku, koji ujedno mogu osigurati tražena svojstva za konkretnu primjenu. U tu svrhu uspoređujemo svojstva nama dostupnih materijala sa traženim svojstvima, kako bi udovoljili određenim kliničkim i laboratorijskim uvjetima. Pri odabiru materijala igraju stanovitu ulogu i takve okolnosti, kao što su navike i sklonosti stomatologa i tehničara prema nekome materijalu, dostupnost i cijena materijala i dr. To također podrazumijeva stalno praćenje literature i novih spoznaja, te po mogućnosti pravodobnu nabavku raznovrsnih materijala za vrlo zahtjevnu i šaroliku kliničku i laboratorijsku namjenu.

U svrhu postizanja boljih i jeftinijih rješenja, brojni proizvođači vrlo ozbiljno i dugotrajno preispituju i poboljšavaju postojeće, kao što istražuju i pronalaze nove materijale. Pri tome se, najčešće, ispunjavaju strogi uvjeti istraživačkog programa, uz vrlo precizne analitičke postupke. Ponekad se pojavljuju proizvodi koji nisu prošli ovakav, strogi put postupaka proizvodnje i provjere, pa su moguće i neželjene posljedice.

U svrhu zaštite od takovih materijala i posljedica njihove uporabe razrađeni su raznovrsni postupci vrjednovanja materijala. Postoje brojni nacionalni i međunarodni standardi (ADA, ISO i dr.) koji propisuju minimalno prihvatljive vrijednosti za pojedina svojstva, kojima bi pojedine vrste materijala trebale udovoljiti. Ujedno, standardi propisuju i način provjeravanja svojstava materijala. Poneki materijali, kao i neka svojstva, nisu uopće predviđeni u standardima ili, pak, nisu dovoljno razrađeni, pa je tako omogućen vrlo šarolik pristup u njihovoj proizvodnji i provjeravanju (npr. od materijala, donedavno: tekući akrilati; od svojstava: zamorna čvrstoća).

U standardima se, među ostalim, predviđaju i postupci eksperimentalnog, laboratorijskog vrjednovanja, pri čemu se misli na znanstveno-istraživački laboratorij. Vrlo je važno odabrati takav laboratorijski način ispitivanja nekog svojstva koji ima smisla, te se može dovesti u vezu s nekim kliničkim zahtjevima. Tako npr., s obzirom na brojne lomove baze proteze u središnjoj liniji, zbog učestalog svijanja tijekom korištenja, nema smisla ispitivati tvrdoću materijala već čvrstoću na svijanje. Naravno, u tome smislu još bi više vrijedilo ispitivati tzv. zamornu čvrstoću postupkom cikličkog svijanja kroz određeno vrijeme. No, već je ranije spomenuto kako ovakav tip ispitivanja nije razrađen i standardiziran. Stoga se prikladnost nekih ispitivanih materijala može utvrditi s više uspjeha, dok drugih s manje.

Laboratorijsko vrjednovanje može osigurati brojne korisne podatke te informacije o stomatološkim materijalima i njihovim svojstvima. Ipak, konačni vrijednosni sud bit će donešen pri učestaloj kliničkoj provjeri i dugogodišnjoj kliničkoj praksi, te u zubotehničkom laboratoriju. Brojni materijali pokazuju izvrsna svojstva u znanstveno-istraživačkom, laboratorijskom ispitivanju, a budu kompromitirani tijekom kliničke uporabe. Zato brojni proizvađači nastoje provoditi također i dugotrajne te dobro pripravljene kliničke pokuse u suradnji s odgovarajućim kliničkim ustanovama. Stoga se, tek nakon pomnog ispitivanja vrijednosti svojstava materijala, značajnih za stanoviti oblik kliničkog i zubotehničkog korištenja, takvi materijali puštaju na tržište i u svakodnevnu praksu.

3. STRUKTURA I SVOJSTVA MATERIJALA

Andrea Moguš-Milanković

Svojstva dentalnih materijala ovise o njihovoj atomskoj strukturi. Sile koje u čvrstim materijalima povezuju atome zovu se kohezijske sile, a veze između atoma mogu se podijeliti na primarne i skundarne. Jačina tih veza kao i njihova sposobnost za stvaranje veze određuju kemijska i fizička svojstva materijala. Primarne su veze ionska, kovalentna i metalna a sekundarne su vodikove i van der Walsove veze.

Ionska veza nastaje zbog međusobnog privlačenja pozitivnog i negativnog naboja. Oko jednog iona veže se toliko iona suprotnog naboja koliko dopušta njihova veličina. Okruženje, koordinacija, iona s ionima suprotnog naboja dovodi do razmještaja koji se periodički ponavlja, odnosno do ionske kristalne strukture. Ionske se veze javljaju kod nekih dentalnih materijala kao što su, npr., sadra i fosfatni cementi.

U kovalentoj vezi dva valentna elektrona pripadaju susjednim atomima, njihovi se elektronski oblaci međusobno prekrivaju i zbog te privlačnosti nastaje veza. Mnoge organske tvari kao što su dentalne smole, cementi i polimeri građeni su od kovalentih veza.

Atomi metala lako otpuštaju elektrone iz svojih vanjskih ljusaka i tvore elektronski oblak koji je zajednički svim atomima u metalu. Na taj način svi atomi postaju pozitivni ioni koje čvrsto veže jedan zajednički oblak negativnog naboja. Zbog toga su metali dobri električni i toplinski vodiči, pa se lako oblikuju.

Sekundarne veze ne dijele zajedničke elektrone, slabije su, i nastaju zbog dipolnog privlačenja između molekula.

U čvrstom stanju atomi i molekule razvrstani su u kristalnu ili amorfnu strukturu o kojoj ovise svojstva. Poznavanje fizičkih, električnih i mehaničkih svojstava dentalnih materijala iznimno je važno za njihovu primjenu.

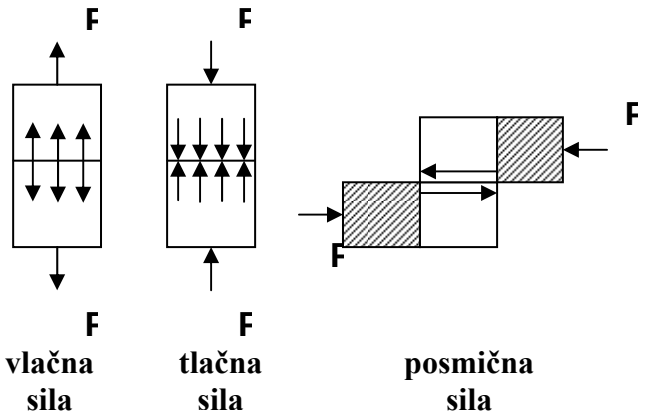
3.1. MEHANIČKA SVOJSTVA

Poznavanje veličine žvačne sile bitno je za razumijevanje mehničkih svojstava dentalnih materijala. Naprezanje, deformacija, čvrstoća, tvrdoća, frikcija i trošenje karakteristike su svakog pojedinog materijala u odnosu na žvačnu silu.

Kada na materijal djeluje izvanjska sila, dolazi do reakcije, toj se sili suprotstavlja sila jednaka po veličini ali suprotnog smjera. Djelovanje sile raspoređeno je unutar neke površine, a omjer sile i površine naziva se naprezanje.

Naprezanje *je sila po jedinici površine,* S=F/A, gdje F predstavlja silu a A je površina po kojoj sila djeluje. Jedinica za naprezanje jednaka je sili po jedinici površine (N/m^2) i izražava se u *paskalima* (Pascal, Pa). U stomatologiji je naprezanje uglavnom izraženo u megapaskalima (MPa).

Ovisno o smjeru djelovanja razlikujemo tlačnu, posmičnu, svijajuću silu i rastezanje. Kod tlačne se sile materijal odupire zbijanju dok se kod vlačne odupire rastezanju.



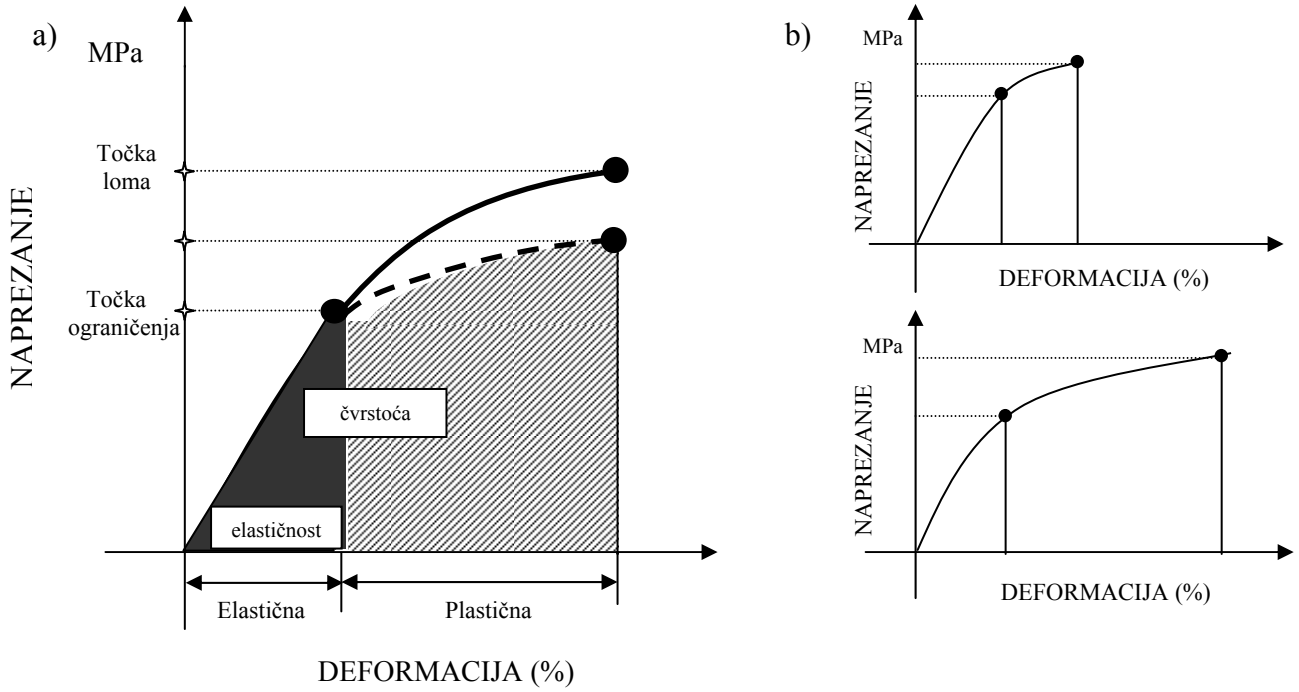
Slika 1. *Vrste naprezanja*

Linijska deformacija je deformacija po jedinici dužine, $\varepsilon=\Delta l/l_o$, gdje Δl predstvalja deformaciju (ili promjenu dužine) a l_o je jedinica dužine. Linijska se deformacija obično izražava u postocima (%). Neki dentalni materijali pokazuju značajnu linijsku deformaciju uz djelovanje naprezanja, dok drugi, kao npr. zlato ili caklina, vrlo malu. Omjer između naprezanja i linijske deformacije (eng. *stress-strain diagram*) vrlo je važan pri izboru dentalnog materijala.

Modul elastičnosti (Youngov modul) predstavlja mjeru krutosti materijala i jednak je omjeru naprezanja i linijske deformacije, E=S/ε, u linearnom ili elastičnom dijelu grafičkog prikaza: naprezanje-linijska deformacija (Slika 2). Jedinica za modul elastičnosti je *pascal* (Pa), a u stomatologiji se najčesće izražava u MPa. Krutost materijala je važna veličina pri određivanju dentalnog materijala. Naime, elastični modul dentalnog materijala mora imati sličnu vrijednost elastičnom modulu dentina ili cakline, ovisno gdje se koristi. Elastični modul dentina je 18,600 MPa, cakline 83,000 MPa, amalgama 27,600 MPa, zlata 96,600 MPa, kompozita 16,600 MPa ili cinkovog fosfatnog cementa 2760 MPa.

Svaki materijal koji se koristi u stomatologiji pokazuje mehanička i elastična ograničenja, a veličina kod koje je deformacija tako velika da dolazi do loma naziva se ***jačina loma***.

Veza između dva materijala obično se mjeri kao jačina rastezanja ili posmična jačina, a predstavlja naprezanje koje uzrokuje pucanje. Ovisno o sustavu, veza između materijala može biti kemijska ili mehanička ili oboje. ***Ograničenje ili dopuštena deformacija*** odnosi se na naprezanje kod kojeg materijal više ne pokazuje elastična svojstva. Ove su dvije veličine važne jer se dentalni materijal može smatrati klinički neprikladnim ukoliko pokazuje permanentnu deformaciju iako još nije puknuo.



Slika 2. *Tipična krivulja naprezanje-deformacija. Površina ispod krivulja pokazuje količinu elastičnosti i čvrstoće (a). Krivulje naprezanje-deformacija za kompozitni materijal i akrilnu plastiku. Oba materijala pokazuju istu elastičnosi ali akrilna plastika je mnogo*

čvršća (b).

Količina deformacije koju materijal može podnijeti prije loma izražava se u *postocima* ***razvlačenja*** kada se materijal rasteže ili u *postocima* ***zbijanja*** kada na njega djeluje tlačna sila.

Elastičnost (rezilijencija) i čvrstoća su veličine koje se odnose na energiju potrebnu da se neki materijal deformira odnosno energiju potrebnu da dođe do loma. Čvrstoća se može definirati i kao mjera otpornosti materijala na lom. Ova dva svojstva odnose se na površinu ispod krivulje naprezanje-deformacija i zato predstavlju energiju potrebnu da dođe do granične deformacije (Slika 2a). Vrijednost ovih veličina je umnožak naprezanja i deformacije. Dva materijala mogu imati iste vrijednosti za elastičnost, ali različite za čvrstoću (Slika 2b).

Tvrdoća je važno svojstvo dentalnih materijala, a predstavlja otpornost površine materijala na udubljenje tvrdim materijalom. Mjera za tvrdoću ovisi o postupku ispitivanja, a mjeri se sila po jedinici udubljene površine prema Brinell-u, Rockwell-u, Knoop-u ili Vickers-u. Tvrdoća dentalnih materijala najčešće se izražava Knoop-ovim ili Vickers-ovim brojem za tvrdoću, a dobiva se iz sile pritiska četverostranog dijamantnog šiljka, utisnutog u površinu materijala. Tvrdoća se računa kao broj kilograma potrebnih da nastane udubljenje od 1mm^2 (kg/mm^2). Prema Knoopovim testovima tvrdoća cementa je 43 kg/mm^2, dentina 68 kg/mm^2, cakline 350 kg/mm^2, akrilata 20 kg/mm^2, 22-karatne zlatne legure 85 kg/mm^2, kompozitnih materijala 90 kg/mm^2, amalgama 110 kg/mm^2, keramike 460 kg/mm^2, kobalt-kromove legure 420 kg/mm^2 itd.

3.2. OPTIČKA SVOJSTVA

Optička svojstva dentalnih materijala od posebne su važnosti jer ti materijali moraju zadovoljavati visoke estetske kriterije. Umjetnost je i cilj odrediti boju i izgled zuba kao da je prirodan. Percepcija boje rezultat je fiziološkog odgovora na fizikalni podražaj i predstavlja subjektivni doživljaj.

Vidljiva svjetlost je mali dio elektromagnetskog spektra u području od 380 do 780 nm. Vidljiva svjetlost je mješavina boja, a razlikujemo tri osnovne boje plavu, zelenu i crvenu, dok sve ostale boje predstavljaju njihovu mješavinu. Kada svjetlost obasja površinu dolazi do propusnosti (transmijsije), apsorpcije ili raspršenja svjetlosti.

Materijal je ***proziran (transparentan)*** kada propušta svjetlost. Zraka svjetlosti mijenja smjer na granici između dva materijala. Indeks loma jednak je omjeru sinusa upadnog kuta zrake svjetlosti (i) i kuta loma svjetlosti (r), n=sin i/sin r. Treba naglasiti da kod loma svjetlosti dolazi i do refleksije na površini materijala.

Neprozirni materijali apsorbiraju svjetlost. Lambert-ov zakon apsorpcije pokazuje da svaki pojedini sloj materijala apsorbira jednaki dio svjetlosti koja prolazi kroz taj materijal, $I_x/I_o=e\text{-}^{Kx}$, gdje je I_o početni intenzitet svjetlosti, I_x odnosi se na intenzitet svjetlosti nakon prelaska udaljenosti x unutar materijala, a K je koeficijent apsorpcije. ***Neprozirnost (opacitet)*** je svojstvo materijala i govori o nepropusnosti svjetla. Kada dolazi do refleksije cjelokupnog vidljivog spektra predmet izgleda bijelo, a kada se sve valne duljine podjednako apsorbiraju predmet je crni. Kada se apsorbiraju plava, crvena, naračasta, žuta i ljubičasta svjetlost predmet u reflektiranom vidljivom svjetlu izgleda zeleno.

Raspršenje svjetlosti događa se kod materijala koji sadrži male čestice s različitim indeksom loma od matrice u kojoj su te čestice raspršene. Dio svjetlosti prolazi kroz takav materijal, a dio se raspršì, pa se za takav materijal kaže da je ***translucentan (mutan).***

Treba reći da prirodni zubi apsorbiraju svjetlost u valnom području od 300 do 400 nm (ultraljubičasta svjetlost). Energija koju zubi apsorbiraju prelazi u svjetlost s većim valnim duljinama (450 nm) tako da zubi, u stvari, postaju izvori svjetlosti. Taj se fenomen naziva ***fluorescencija***. Neki kompozitni materijali i dentalne keramike sadrže fluorescentne tvari (elementi rijetkih zemalja), kako bi što bolje reproducirali strukturu prirodnog zuba.

3.3. TERMIČKA SVOJSTVA

Dentalni materijali podvrgnuti su raznim promjenama temperature zbog unošenja vruće hrane ili pića. Zbog toga je važno poznavati prijenos topline kroz materijal i promjene materijala nastale promjenom temperature.

Termička vodljivost je rezultat interakcije između vibracija strukturne rešetke i gibanja elektrona i njihove interakcije s atomima. Termička je vodljivost mjera koja se odnosi na količinu topline koja prolazi kroz materijal. ***Koeficijent termičke vodljivosti*** definira se kao količina topline u *joulima* koja je prošla kroz uzorak debljine 1 cm i površine 1 cm^2 u 1 sekundi uz promjenu temperature za 1 K. Jedinica za termičku vodljivost izražava se u W/mK.

Opsežni amalgamski ispun, ili krunica u neposrednoj blizini pulpe, može prouzročiti nelagodu pri većim promjenama temperature ako se ne postavi izolacija, tj. sloj dentalnog

cementa. S druge strane, metalna protezna baza, koja se ponaša kao dobar vodič, omogućuje brzi odgovor tkiva na temperaturne promjene, za razliku od debele akrilne proteze koja se ponaša kao izolator. To je dobro za subjektivni osjećaj pacijenta kao i za zdravlje sluznice ležišta proteze.

Termička provodnost (difuzivnost) odnosi se na brzinu promjene temperature kada toplina prolazi kroz materijal. Termička je provodnost mjera koja ukazuje na okolnost kako brzo neko tijelo postigne termičku ravnotežu pri promjeni temperature, $h = \kappa/c_p\rho$, gdje je κ termička vodljivost, c_p specifični toplinski kapacitet, a ρ se odnosi na temperaturno ovisnu gustoću. Jedinica za termičku provodnost (h) izražena je u mm^2/s.

Koeficijent linearne termičke ekspanzije (α) definira se kao promjena dužine po jedinici dužine materijala, kada se njegova temperatura promijeni za 1 K, a jedinica je 1/K i obično je izražena kao 10^{-6}/K.

3.4. OSTALA SVOJSTVA

<u>Električna svojstva</u>

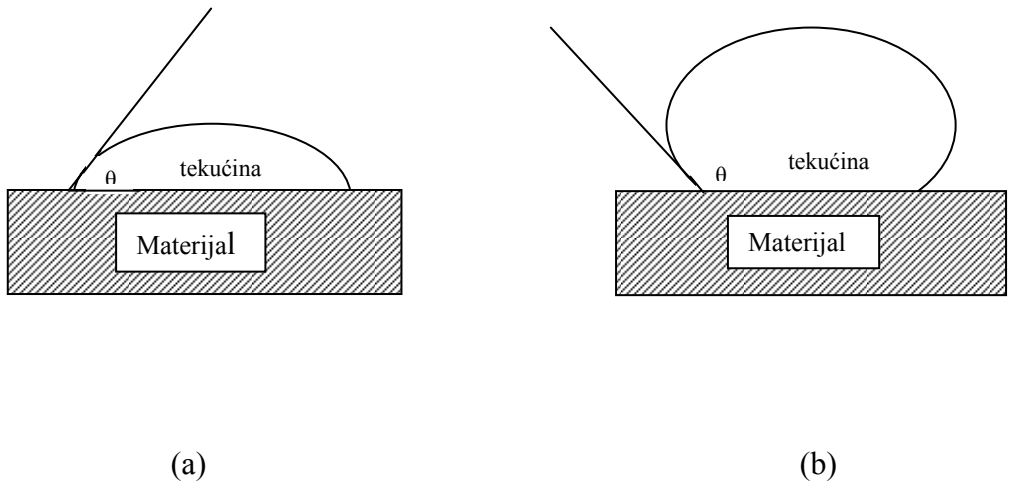
Električna svojstva dentalnih materijala o kojima treba voditi računa su ***galvanska struja i korozija***. Do ***galvanske struje*** dolazi zbog nazočnosti dva metala u ustima. Metali uronjeni u elektrolit, u ovom slučaju slinu, otpuštaju ione i zbog razlike elektrodnog potencijala između dva metala poteče struja. Pacijent u tom slučaju može osjetiti bol i/ili neugodan metalni okus u ustima.

Korozija metalnih krunica ili nadomjestaka također nastaje zbog otpuštanja metalnih iona, a rezultat je nagrižena i neravna površina nadomjestka. Do korozije može doći i zbog kemijske reakcije između metala, hrane i sline. Na primjer, dentalni amalgami reagiraju sa sulfidima i kloridima, pa njihova površina ostaje bez sjaja.

<u>Otapanje i sorpcija</u>

Otapanje materijala u ustima i ***sorpcija*** tekućine (vode ili sline) na materijal važna su svojstva koja određuju njihovu uporabu. Sorpcija vode predstavlja količinu vode koja se ***adsorbira*** na površinu i ***apsorbira*** u unutrašnjost materijala. Otapanje i sorpcija mogu se izraziti na dva načina, kao težinski postotak otopljene ili adsorbirane tvari, ili kao težina otopljene ili adsorbirane tvari po jedinici površine materijala, mg/cm^2.

Kvašenje je mjera privlačnosti (afiniteta) između tekućine i površine materijala. Kvaliteta kvašenja određuje se preko širenja kapljice po površini materijala. Na slici 3. prikazan je oblik kapljice na površini materijala koji je određen kontaktnim kutom, Θ. Ako je kut $\Theta < 90^o$ kvašenje površine materijala je dobro, dok je kod kuta $\Theta > 90^o$ kvašenje slabo. Stupanj kvašenja ovisi o površinskoj energiji materijala (napetosti površine) i tekućine te njihovom intermolekulskom privlačenju. U slučaju visoke površinske energije materijala (metali, keramika) i niske energije tekućine kvašenje je dobro. S druge strane, zbog niske površinske energije polimera kvašenje na njihovoj površini je slabo.



Slika 3. *Dobro kvašenje materijala kada je kontaktni kut mali (a) . Slabo kvašenje materijala kod velikog kontaktnog kuta između površine i kapljice (b).*

Viskoznost tekućine predstvalja otpor tekućine prema protoku. Jedinica za viskoznost je Pa s (paskal sekunda). Mnogi dentalni materijali nastaju miješanjem krute tvari s tekućinom. Dentalne paste se oblikuju i zatim skrućuju. Formiranje paste uključuje promjenu viskoznosti s vremenom i određivanje elestičnog modula u postupku skrućivanja. U ovom postupku, koji ovisi o viskoznosti materijala i tekućine, razlikujemo vrijeme potrebno za pripravu dentalne paste ili materijala i vrijeme skrućivanja. U tom se vremenskom periodu viskozitet materijala mijenja.

Vrijeme stvrdnjavanja materijala određeno je vrstom i načinom kemijske reakcije. Ono ne označava dovršenje reakcije, već se odnosi na molekulske promjene koje mogu trajati i nakon stvrdnjavanja.

Adhezija je vezivanje različitih materijala. Kod kontakta dviju tvari molekule jedne tvari vežu se na molekule druge, a ta se pojava naziva adhezijom. Kada se radi o vezivanju istovrsnih molekula govorimo o koheziji. Vezivanje može biti kemijsko i mehaničko. Kemijska adhezija podrazumijeva vezanje na atomskoj ili molekulskoj razini, a mehanička je adhezija razultat penetracije jedne faze (materijala) u površinu druge. Često se obje adhezije događaju istodobno. Adhezija je važno svojstvo materijala za ispune i cementiranje.

Trajnost dentalnog materijala je pojam koji govori o vremenskom periodu u kojem ne dolazi do promjena kvalitete materijala. Trajnost ovisi o temperaturi, vlažnosti i vremenu skladištenja.

LITERATURA

1. Anusavice KJ (Ed). Phyllips´ Science of Dental Materials. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1996.
2. Brandrup J, Immergut EH. Polymer handbook. 3rd Ed. New York: J. Wiley & Sons, 1989.
3. Combe EC. Notes on dental materials. Edinburgh, London, Melbourne, New York: Churchill Livingstone, 1986.
4. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials. 7th Ed. St. Louis: Mosby, 2000.
5. Dyer MRY, Roberts BJ. Notes on prosthetic dentistry. London: Wright, 1989.
6. Janović Z. Polimerizacije i polimeri. Zagreb: Hrvatsko društvo kemijskih inženjera i tehnologa, 1997.
7. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Publ. Co, Inc., 1997.
8. Smith BGN, Wright PS, Brown D. The clinical handling of dental materials. Bristol: Wright, 1986.
9. Waters MGJ, Jagger RG, Jerolimov V, Williams KR. Wettability of denture soft-lining materials. J Prosthet Dent 1995; 74:644-646.
10. Waters M, Jagger RG, Williams K, Jerolimov V. Dynamic mechanical thermal analysis of denture soft lining materials. Biomaterials 1996; 17:1627-1630.

4. OSNOVE BIOMEHANIKE

Adnan Ćatović

4.1. UVOD

Biomehanika podrazumijeva primjenu mehanike na biološkim sustavima. Čitav niz prirodnih znanosti zasniva se na biomehaničkim zakonima i temeljima, kao primjerice : ortopedija, kirurgija, antropologija, kineziologija, biologija, veterina i stomatologija.

U stomatologiji, komponenete stomatognatog sustava pacijenta nalaze se u stalnoj međusobnoj interakciji, zasnivajući međusobni odnos i na mehaničkim zakonitostima. Ovome treba dodati i činjenicu da se stomatološki nadomjestci na razne načine pričvršćuju na preostale zube, izrađeni različitim tehnologijama i od različitih materijala. Samim time, pri djelovanju, primjerice, žvačnih sila na različite vrste stomatoloških materijala nadomjestaka (ispun, krunicu, most, implantat, pomičnu protezu ili ortodontski aparat) spektar biomehaničkih zbivanja je raznolik glede njihovog sastava, izgleda, kemijskih, mehaničkih, tehnoloških i fizikalnih svojstava.

Biomehanika pokriva različita područja: od dinamike fluida, prijenosa masa i topline, analize naprezanja do određivanja mehaničkih svojstava.

Područja proučavanja biomehanike stomatognatog sustava obuhvaćaju istraživanje i proučavanje mehaničkih naprezanja u sustavu, u fiziološkim i u patološkim stanjima, kako reakcije oralnih tkiva tako i gradivnih materijala pri naprezanju.

Pravilno postavljena indikacija, u primjeni bilo koje vrste materijala i stomatološkog rada u ustima pacijenta, uključuje također procjenu stanja biološke podloge, kako bi se prema njoj prilagodio tehnološki dio rada koji će ispuniti svoju terapijsku funkciju.

Optimalno žvakanje (optimalna biomehanika), fonetski i estetski zahtjevi, najvažniji su zahtjevi koji se postavljaju pred stomatologa kod izradbe stomatološkog rada, posebice protetskog. Kako bi se razumjelo odnos stomatološkog nadomjestka, napravljenog iz različitih materijala, i zuba na kojima se nalazi, imajući u vidu i opterećenja u ustima, potrebno je pojasniti osnovne pojmove mehaničkih svojstava materijala.

4.2. NAPREZANJE I NJEGOVI TEMELJNI OBLICI

Naprezanje se može definirati kao odgovor tijela ili materijala na utjecaj vanjske sile, stvaranjem u materijalu ili tijelu unutrašnje sile, jednake po intenzitetu a suprotne po smjeru djelujućoj vanjskoj sili. Mjeri se u paskalima (Pa), a predstavlja djelovanje sile od 1 Newtona (N) na površinu od 1 metra kvadratnog (m^2). Sila podijeljena s poprečnim presjekom površine na koju djeluje mjeri se veličinom naprezanja. Materijal na naprezanje reagira deformacijom, tj. pomacima atoma i molekula u svojoj strukturi, što uvjetuje promjene oblika i veličine. Tako se, primjerice, kruti materijali malo deformiraju, a mekši više. Modul elastičnosti (E) jest fizikalna konstanta materijala, ovisna o čvrstoći među-atomskih i/ili među-molekularnih veza u kristalnoj ili amorfnoj strukturi materijala. Modul elastičnosti je stoga mjerilo krutosti materijala. Grafički, predstavlja odnos između naprezanja i istezanja u elastičnom području dijagrama naprezanje – istezanje.

Temeljni oblici naprezanja i određivanje mehaničkih svojstava važni su za stomatološku kliničku praksu, posebice u primjeni materijala. U ove oblike naprezanja ubrajaju se tlačno, vlačno i smično naprezanje.

Unutrašnja otpornost tijela silama koje žele jedan dio tijela poskliznuti prema drugom dijelu definiraju smično naprezanje. Unutrašnja otpornost tijela silama koje ga žele smanjiti definira tlačno naprezanje, a vlačno se naprezanje definira kao unutrašnja otpornost tijela silama koje ga žele rastrgnuti .

4.3. ELASTIČNOST I VISKOELASTIČNOST MATERIJALA

Modul elastičnosti je mjerilo krutosti materijala. To je odnos između naprezanja i istezanja materijala. Što je modul elastičnosti (E) veći za neki materijal, za isto istezanje(ε) bit će potrebno veće naprezanje (σ). Naprezanje veće od granice razvlačenja izaziva, osim elastične, i plastičnu deformaciju, koja predstavlja trajno i ireverzibilno stanje materijala. Granica razvlačenja je vrijednost naprezanja iznad koje materijal postaje trajno izobličen. Kada materijal u potpunosti svojom elastičnošću odmah povrati svoj prvobitni oblik i položaj, nakon prestanka djelovanja naprezanja, govorimo o elastičnom ponašanju materijala. U slučajevima kada vraćanje oblika materijala ide sporo, ili ako postoji trajna deformacija, makar i u minimalnom postotku, govorimo o viskoelastičnom ponašanju materijala. Mnogi elastični materijali za uzimanje otisaka su viskoelastični do određene granice i mogu se izobličiti ako se

izvade iz usta prije vremena stvrdnjavanja, što zahtijeva ponavljanje otisnog postupka u svrhu dobivanja preciznog radnog modela.

4.4. ŽILAVOST

Energija potrebna da od pukotine materijala dovede do loma naziva se žilavost materijal.

Ovdje treba razlikovati trenutačni lom, postignut djelovanjem sile, čije su vrijednosti veće od lomne izdržljivosti materijala, za razliku od djelovanja opterećenja znatno nižih vrijednosti od krajnje izdržljivosti materijala, koja u dužem vremenskom intervalu dovode od pukotine do loma. Lom se može definirati kao makroskopsko razdvajanje materijala koje dovodi do gubitka nosivosti krutog tijela.Važno je napomenuti da se žilavost materijala može povećati, kod keramike dodatkom ojačavajućih kristala ili kod polimera dodatkom ojačavajućih vlakanaca, koji će usporiti propagiranje pukotine.

4.5. UDARNA RADNJA LOMA

Ispitivanjem udarne radnje loma utvrđuje se ponašanje metalnih i polimernih materijala u uvjetima udarnog opterećenja. Vrijednosti udarne radnje loma pokazuju hoće li se materijal ponašati žilavo ili krhko. Uzorak ili epruveta oslanja se u testu na dva oslonca na svojim krajevima, a udarcem brida bata (Charpijev bat) savojno se opterećuje na sredini raspona.

4.6. DINAMIČKA IZDRŽLJIVOST MATERIJALA

Materijali koji se upotrebljavaju u stomatološkoj protetici i restorativnoj stomatologiji izloženi su periodičkim opterećenjima ili opterećenjima koja se javljaju na mahove kroz duži vremenski period. Iako su vrijednosti trenutačno utvrđenih sila nedostatne da izazovu štetan učinak na zubima ili samom nadomjestku, kroz određeni interval vremena, zbog umora materijala, može doći do pojave loma. Djelovanjem vremenski promjenljivih (cikličkih) opterećenja mogu nastati lomovi pri opterećenjima koja su znatno manja od onih što ih

smatramo dopuštenima ili mogućih pri statičkim opterećenjima. Pri tome razaranje započinje pojavom mikropukotina u mjestima najvećih koncentracija naprezanja. Kod neke granične vrijednosti promjenjljivih naprezanja nastaje širenje tih pukotina u određenom području poprečnog presijeka. Proces u materijalu u kojem uslijed mnogostrukih cikličkih opterećenja nastaje razaranje materijala naziva se umor. Svojstvo materijala, pak, da podnese sva takva opterećenja nazivamo dinamičkom izdržljivošću. Pri naizmjeničnim opterećenjima i rasterećenjima nastaje očvršćenje uvjetovano plastičnom deformacijom i time se povećava krhkost materijala. Konačno se, nakon često opetovanog opterećenja, iscrpljuje sposobnost očvršćenja i pojavljuje se mikropukotina na nekoj od ravnina smicanja kristala. Slijedi proširenje pukotine i sve veće oslabljenje presijeka do potpunog loma. Ovakvim pojavama posebice doprinosi nepovoljan oblik stomatološkog rada ili nedovoljno usklađena okluzija, pa govorimo o mjestima preranih kontakata, sa poznatim štetnim učincima na tehnološki dio stomatološkog nadomjestka, zube nosače i/ ili temporomandibularni zglob.

Složenosti ovakvih opterećenja pridonosi i sudjelovanje u njima materijala različitih mehaničkih svojstava, sjedinjenih u stomatološko-protetske nadomjestke. Primjer tome je i most u ustima, koji se sastoji od različitih materijala (metal i nemetal), koji su homogene strukture. Zubi nosači koji su sastavni dio mosta i okolna alveolna kost, preko kojih se opterećenje prenosi na koštani skelet, nisu niti homogeni niti izotropni materijali.

Izotropija je posjedovanje istih mehaničkih svojstava u cijelom materijalu, a anizotropija posjedovanje različitih mehaničkih svojstava u istom materijalu. Anizotropija je karakteristika kompleksnih materijala, kakvi su primjerice zubi, za koje znamo da se sastoje od četiri različita materijala, cakline, dentina, cementa i mekog dijela unutar pulpne komore.

Stoga su u praksi razvijeni izravni postupci za mjerenje naprezanja nakon opterećenja, poznati kao tenzometrijski postupci ili postupci mjernih vrpci za naprezanje (*strain gauge methods*). Princip se mjerenja sastoji u prijenosu impulsa sa vrpci, pričvršćenih na područja opterećenja zuba i/ili stomatološkog nadomjestka, na elektronske uređaje – gnatodinamometre, s čijih se ekrana očitavaju vrijednosti opterećenja u paskalima (Pa). Eksperimentalne metode *in vitro* za kvalitativno određivanje naprezanja na modelima sličnima modelima zuba ili stomatološkog rada su metode fotoelasticimetrijske analize: dvo- i tro-dimenzionalna tehnika, kvazi trodimenzionalna tehnika i kombinirana tehnika .

4.7. TVRDOĆA

Tvrdoća je također bitno mehaničko (biomehaničko) svojstvo, a podrazumijeva otpor materijala na prodiranje nekog drugog znatno tvrđeg tijela. Ovo svojstvo osobito je važno kod odabira materijala za izradbu ispuna i protetskih fiksnih nadomjestaka, jer je indikator abrazijske otpornosti materijala. Ipak, svojstvo tvrdoće je kompleksne naravi i, općenito uzevši, ne postoji izravna veza između tih dvaju svojstava materijala, osim ako ne uspoređujemo istovrsne materijale, npr. međusobno više sličnih vrsta zlatnih legura, međusobno više sličnih vrsta akrilatnih materijala itd.

4.8. ŽVAČNE SILE I OPTEREĆENJE

Žvakanje stvara sile koje se prenose na zube i stomatološke nadomjestke. Veličina sila varira od položaja zuba i individualno je različita. Maksimalne žvačne sile idu do vrijednosti i preko 1200 N, dok su prosječne vrijednosti za urbanu populaciju do 500 N na stražnjim zubima. Vrijednosti žvačnih sila su važne kod postavljanja indikacije za primjenu vrste stomatološkog nadomjestka iz kojeg će biti napravljen, radi njegove funkcijske i tehnološke trajnosti.

4.9. UZROCI SLOMA MATERIJALA

Uzroci sloma ili propadanja materijala mogu biti višestruki, a u njih ubrajamo: iznenadni lom, lom nastao umorom materijala, degradacija, trošenje i korozija.
Iznenadni lom nastaje djelovanjem jednokratnog opterećenja, pri čemu dolazi do loma stomatološkog nadomjestka. Ovo se najčešće događa kad u materijalu nadomjestka postoje mikroskopske napukline, koje su mjesta povećanog naprezanja i *locus minorris resistentiae* nadomjestka. Napukline se proširuju i produbljuju i dolazi do iznenadnog loma. Kod mosta može primjerice doći do njegova naglog puknuća, iako teorijski materijal može izdržati žvačna opterećenja. To se događa u situacijama kada su poddimenzionirana spojna mjesta tijela mosta sa sidrima ili ako nakon lijevanja ostane poroznost odljeva unutar konstrukcije.

Lom nastao umorom materijala posljedica je djelovanja cikličkih, ponavljajućih opterećenja kroz određeni vremenski period, čija je veličina manja od maksimalno utvrđene

vrijednosti. Podložnost ovom obliku opterećenja pokazuju i keramika i legure. Upravo se iz tih razloga dentalna keramika pojačava leucitnim kristalima, koji usporavaju produbljivanje loma kroz materijal.

Degradacija ili propadanje karakteristično je za kompozite i polimere zbog apsorpcije vode. Apsorbirana voda u polimernom matriksu kompozita plastificira materijal i otplavljuje neke ione s površine čestica punila. Ovaj postupak dovodi do propadanja spojišta punila i matriksa. Kompozit s tako oštećenim spojištem podložniji je lomu i povećanom trošenju.

Trošenje je proces koji nastaje kada se površine u kontaktu gibaju. Postoje četiri oblika trošenja: adhezijsko, abrazivno, zbog zamora materijala i korozije. U stomatologiji je najčešće abrazijsko trošenje koje nastaje trenjem različitih vrsti stomatoloških nadomjestaka sa prirodnim zubima i/ili međusobno. Prema nekim *in vitro* istraživanjima abrazijske otpornosti najpovoljniji materijali su zlatne legure, hibridni kompoziti i neki keramički materijali.

Korozija metala je površinsko propadanje povezano sa kemijskom i elektrokemijskom reakcijom između metala ili legure i reaktivne okoline. Medij usta vrlo je povoljan za nastanak elektrokemijske korozije, čemu, osim vlažnosti, pridonosi i promjena temperature i kiselosti (Ph). Ovako oštećena legura može rezultirati neočekivanim lomom nadogradnje u kanalu zuba ili kostura mosta.

LITERATURA

1. Caputo A, Standlee J. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Pub.Co., 1987.
2. Ćatović A. Comparative investigation of dynamic loading of prepared and intact human premolars.Quintessence Int 1992;23:435-8.
3. Ćatović A, Kraljević K, Jerolimov V, Čelebić A, Kovačićek F, Valentić- Peruzović M. The response of human premolars on cyclic loadings. J Oral Rehabilit 1997; 24:320-24.
4. DeHoff PH, Anusavice KJ. Shear stress relaxation of dental ceramics determined from creep behavior. Dent Mater 2004;20(8):717-25.
5. Ekfeldt A., Oilo G. Wear of prosthodontic materials-an in vivo study. J Oral Rehabilit 1995;11:269-272.

6. Franz M. Mehanička svojstva materijala, Zagreb: Fakultet Strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu,1998.
7. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85(6):585-98.
8. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer composite. Dent Mater 2004; 20(8):709-16.
9. Kononen M, Kivilahti J. Testing of metal-ceramic joint using scanning electron acoustic microscopy Dent Mater 1991;7:211-14.
10. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu P. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. Dent Mater 2004 ;20(1):29-36.
11. Mc Cabe J., Walls A. Applied dental aterials. Oxford: Blackwell Science Ltd.,1998.
12. Natali A. Dental biomechanics. London: Tailor and Francis, 2003.
13. Poljak-Guberina R, Ćatović A, Jerolimov V, Franz M. The fatique of the interface between Ag-Pd alloy and hydrothermal ceramic. Dent Mater 1999:15:417-20.
14. Vallittu P, Kononen M. Biomechanical aspects and material properties. U: Karlsson S, Nilner K, Dahl BA. Textbook of fixed prosthodontics, Malmo: Gothia , 2000 .

5. STOMATOLOŠKI MATERIJALI I OKOLNA TKIVA

Josip Pandurić

Biološka podnošljivost stomatoloških materijala procjenjuje se kroz njihovu biofunkcionalnost, biokompatibilnost i biodegradaciju.

Biofunkcionalnost materijala očituje se kroz sposobnost obavljanja predviđene funkcije kroz određeno vrijeme.

Biokompatibilnost je sposobnost materijala da se biološki interno ponašaju u organizmu. Oni moraju biti netoksični za pacijente, terapeuta i tehničara. Ne smiju iritirati oralna i druga tkiva, ne smiju uzrokovati alergijske reakcije i ne smiju biti mutageni i kancerogeni.

Biodegradacija materijala označava promjene koje nastaju na materijalu pod utjecajem sredine u kojoj se nalazi.

Za temeljnu ocjenu biološke podnošljivosti i rizika, osim fizikalno-tehnoloških kriterija za materijale, moraju se ispitati toksikološki, patološki, alergijsko-imunuloški i biokemijski utjecaji.

Protetski radovi u ustima podliježu korozijskim promjenama ovisno o sastavu, mikrostrukturi, obradi, kombinaciji legura, sastavu sline, koncentraciji elektrolita, higijeni usta, ishrani, djelovanju proteina, mikroorganizmima i temperaturi u ustima. Biološka različitost ne može se oponašati u laboratorijskim uvjetima, jer je slina promjenjiv i nepredvidljiv elektrolit, a usna šupljina ponekad vrlo agresivna sredina. Razlog biološkog korozivnog djelovanja temelji se na oslobađanju iona komponenata u korodirajućoj leguri. Izlučivanje iona metala nekog elementa presudnije je nego li njegova prisutnost u leguri. Ovi ioni odlaze u organizam gdje uzrokuju neželjeno djelovanje na mjestu nastanka tj. na neposredna okolna tkiva ili generalizirano, u obliku alergijske reakcije, toksičnog i kancerogenog djelovanja.

Lokalno i opće toksično djelovanje ovisi o biokompatibilnosti legure i njenih komponenata, što znači sposobnost gradivog materijala da ispuni terapijsku funkciju i fizički nadomjesti oštećeno ili razoreno tkivo. To je skup fenomena nastalih u interakciji materijal – biološki medij.

Ljudski organizam ima više različitih mehanizama kojima se pokušava riješiti stranih stanica i makromolekula. Povećana reaktivnost obrambenog sustava nakon prve senzibilizacije, bazirane na reakciji antigen - antitijelo, odnosi se na hipersenzabilizaciju organizma koja je manifestirana alergijskom reakcijom. Metali reagiraju kao nekompletni alergeni - hapteni i vežu se na velike molekule proteina, ugljikohidrata, nukleinskih kiselina ili lipida. Samo ako su hapteni vezani na proteine, imuni sustav reagira na njih stvaranjem antitijela. Većina reakcija na stomatološke materijale su stanične imune reakcije. Burne reakcije tkiva na materijal mogu poremetiti normalni metabolizam i fiziološke mehanizme stanica. Na stanicama mogu nastati biokemijska, funkcijska i morfološka oštećenja koja mogu izazvati upalne reakcije. Radi se o zakašnjeloj reakciji unutar 6 – 20 dana. Jačina reakcije ovisi o osobinama metala, stupnju senzibilizacije i genetskim čimbenicima, koji mogu biti induvidualni. Alergijska reakcija se može javiti isključivo na pojedini sastojak legure (npr. Ni), a ne na leguru u cjelosti.

U literaturi su podaci o kancerogenosti stomatoloških materijala često oprečni. Uzajamno djelovanje materijala i biološkog sustava ovisi o odnosu kemijskog sastava materijala i reakcije organizma.

Kemijski sastav materijala i odnos biološkog sustava prema njoj može pokrenuti postupak kancerogeneze čiji je početak u molekuli DNK u jezgri stanica.

Prva istraživanja biokompatibilnosti započeli su Dixon i Richert godine 1933. Savjet za dentalne materijale, instrumente i opremu Američkog nacionalnog instituta za standardizaciju (ANSI) i Američka stomatološka udruga (ADA) godine 1972 propisali su laboratorijska ispitivanja sastava stomatoloških materijala, a godine 1982 izašao je Amesov test za ispitivanje mutagenog djelovanja. Za ocjenu biokompatibilnosti stomatoloških legura Svjetska stomatološka udruga (FDI) i Međunarodna udruga za standarde (ISO) predložili su godine 1984 testove za kompletnu ocjenu jednog materijala. To su :

- Inicijalni testovi na razini stanice koji obuhvaćaju analizu citotoksičnosti, mutagenosti i hemolize eritrocita.
- Intermedijarni testovi na malim laboratorijskim životinjama, test iritacije sluznice, test osjetljivosti kože i implantacijski test.
- Ispitivanje na primatima i nakon patentiranja predklinička i klinička ispitivanja.

Zaključno, od jednog biokompatibilnog stomatološkog materijala očekuje se da u ustima ne izaziva iritacije, da nije podložan biodegradaciji, da nije toksičan, ne izaziva alergijske reakcije te da nije kancerogen.

LITERATURA

1. American Dental Association Report. Classification system for cast alloys. J Am Dent Assoc 1984;109:838.
2. Combe EC. Notes on dental materials. Edinburg, London, Melbourne and New York: Churchill Livingstone, 1986.
3. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materilas. 7th Ed. St. Louis: Mosby, 2000.
4. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics. J Prosth Dent 1983;49:363-70.
5. McCabe JF, Walls AWG. Applied dental materilas. 8th Ed. Oxford: Blackwell, 2003.
6. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Publ. Co, Inc., 1997.
7. Siebert GK. Dentallegirungen in der Zahnartzlichen Prothetik. München: C. Hanser Verlag, 1989.
8. Smith BGN, Wright PS, Brown D. The clinical handling of dental materilas. Bristol: Wright, 1986.
9. Stanley RH. Biological evaluation of dental materials. Int Dent J 1992;42:37-46.
10. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys. A review. J Prosthet Dent 2000; 83:223-34.

6. STRUKTURA I SVOJSTVA METALA

Jasenka Živko – Babić

6.1. POJAM ATOMA

Protetski nadomjesci izrađuju se od različitih materijala, metala, keramike i polimera. Spomenuti materijali primjenjuju se u različitim oblicima (krunica, most, interdentalna prečka, nadogradnja itd). Neovisno o svom vanjskom obliku, svaki materijal ima svoja karakteristična svojstva, koja ga razlikuju od onog drugog. Nadalje, tvari u prirodi nalaze se kao elementi ili kao kemijski spojevi. Najmanji sastavni dio jednoga elementa jest **atom**. Oblik atoma i međuatomske sile određuju svojstva svakog elementa. To znači da svaki atom posjeduje sva svojstva elementa kojeg izgrađuje. Prikaz modela atoma, koji je danas poznat, polazi od toga da atom nije kompaktno tijelo, nego se sastoji od još sitnijih djelića koji čine jezgru atoma i elektronski plašt. Jezgra atoma sastoji se od protona i neutrona.

6.2. METALNA VEZA

Atome metala međusobno privlače različite sile. Kod dentalnih metala u pravilu se susrećemo s **jakom metalnom vezom**. Atomi većine metala imaju u svojoj vanjskoj putanji manje od četiri elektrona. Stoga će se ovi atomi moći udruživati u stabilne agregate samo tako da se svaki pojedini atom spoji s više drugih atoma, kako bi im vanjske putanje sadržavale stabilne elektronske osmice. Budući da se takvo okruženje "oblacima" elektrona događa sa svakim atomom, znači da će svaki atom biti okružen s više drugih atoma. Kako će se i dalje kod svakog atoma ponavljati iste okolnosti, to će se atomi u tom uzajamnom okruživanju poredati na jednake razmake jedan od drugoga, tvoreći tako raspored **prostornog rešetkastog odnosa** atoma.

6.3. SVOJSTVA METALA

Metalni, primarni spoj uzrokom je određenih svojstava metala. Jedan elemenat pripast će metalima ako ima sljedeća svojstva :

- metali stvaraju elektronski pozitivne ione;
- metali su pri sobnoj temperaturi kruti (osim žive);
- metali imaju kristalnu strukturu;
- metali stavraju legure;
- metali su dobri vodiči elektriciteta;
- metali su dobri vodiči topline;
- metali slabo propuštaju svjetlo;
- metali u čvrstom stanju imaju sjajnu površinu;
- metali su bijele do svjetlosive boje (osim zlata i bakra);
- metali se u hladnom stanju plastično deformiraju i
- metalne pare su jednoatomske.

Metal se može nalaziti u sva tri agregatna stanja ovisno o utjecaju topline na atome metala.

6.4. TALJENJE ČISTOG METALA

Ako se metal zagrijava, atomi dobivaju višak energije u obliku topline. Toplinska se energija pretvara u kinetičku i stoga se povećavaju titrajne amplitude atoma. Titrajući sve jače, atomi zauzimaju više prostora. Stoga metal pri zagrijavanju ima veći volumen.

Kinetička energija atoma na temperaturi taljenja (talište) toliko se poveća da atomi svladavaju privlačne međuatomske sile koje su ih držale na okupu u kristalnoj rešetki. Atomi se oslobađaju i umjesto titranja izvode cik-cak pokrete. Dolazi do raspada prostorne mrežice. Međutim kako se toplinska energija veže i pretvara u kinetičku dolazi do zastoja u porastu temperature. Temperatura taljenja čistog metala ostaje nepromjenjiva tijekom cijelog procesa taljenja. Kada se i zadnji atom oslobodio, temperatura raste dalje. Postignuto je stanje potpunog rastaljenja. Za čiste metale temperature tališta i krutišta, odnosno točka likvidus i solidus su jednake.

6.5. SKRUĆIVANJE METALA

Obrnut je proces tijekom hlađenja taline. Prekine li se dovod topline, prekida se atomu i izvor kinetičke energije. Sad talina šalje svoju toplinu u hladniju okolinu. Kako temperatura taline pada, tako se usporuje i gibanje atoma. Svako daljnje hlađenje toliko smanjuje energiju atomu pa im ostaje još samo neznatna sloboda kretanja. U to trenutku započinje skrućivanje taline. Da do toga dođe, potrebna je da u talini postoje klice ili centri kristalizacije. Centre kristalizacije čine sitna, nerastaljena onečišćenja u talini, sulfidi, visokotaljivi oksidi, hladna i gruba stijenka kivete ili nakupine nekoliko desetaka atoma. Na ove prve klice kristalizacije nadograđuju se atomi koji su se prvi zatekli u blizini. Dalje se atomi nižu prostorno u različite smjerove, te se zbog njihovih elektrostatskih veza stvara rešetkasti raspored atoma .Stalnost i pravilnost rasporeda atoma unutrašnja je karakteristika svakog kristala. Kristali su dijelići skrućene materije u kojima su atomi pravilno raspoređeni a prema van omeđeni ravnim plohama. Stvaranje i rast kristala teku istodobno. Međusobnim sudaranjem dvaju ili više kristala zaustavlja se njihov daljnji rast. Postizanje krutog stanja prati i smanjenje volumena metala.

6.6. LEGURE

Rijetko se u stomatološkoj protetici primjenju čisti metali. Zlato je premekano, srebro oksidira, paladij ima visoko talište. Stoga velike zahtjeve koji se postavljau na protetske materijale, čisti metali ne mogu ispuniti. Zato se nastoji iskoristiti dobra svojstva jednih a umanjiti loša svojstva drugih elemenata komponirajući ih legiranjem. **Legure** su smjese metala i metala ili metala i nemetala pri čemu prevladava metalni karakter. Svaki elemenat u leguri naziva se **komponenta**. Ovisno o broju komponenata govori se o binarnoj, ternarnoj ili višekomponentoj leguri. Legiranjem mijenjaju se mehanička svojstva, boja, plemenitost i legura poprima interval taljenja.

6.7. SVOJSTVA PROTETSKIH LEGURA

Dentalne legure moraju ispunjavati sljedeće zahtjeve:

a.) Fizikalno-kemijska svojstva:

- homogena sitno zrnata struktura
- samootvrdnjavanje nakon lijevanja i mogućnost oplemenjivanja
- velike vrijednosti čvrstoće
- mogućnost lemljenja
- postojanost na koroziju

b.) Tehnička obradivost:

- taljivost pomoću plamena, otpornim grijanjem i indukcijom
- postizanje niskoviskozne taline jednostavnom tehnikom lijevanja
- obradivost standardiziranom tehnikom rada
- široku toleranciju obrade s minimalnim rizikom
- ekonomičnost obrade

c.) Prikladnost za kliničku primjenu:

- klinička indikacija određuje tvrdoću, elastičnost i duktilnost legure
- estetski prihvatljiva boja legure
- bez štetnog utjecaja na zdravlje pri obradi
- postojanost na koroziju
- biokompatibilnost.

6.7.1. Metalografska podjela legura

Pri miješanju različitih metala važno je znati da li homogenost koju pokazuju u tekućem obliku zadržavaju i kad legura skrućuje. U krutom stanju mogu postojati sljedeći odnosi:

- **Potpuna međusobna topljivost** svih komponenata gradeći zajedničku prostornu rešetku pri čemu nastaju jedinsteni **kristali mješanci**. Govorimo o **čvrstoj otopini ili homogenoj strukturi.** Svojstva legure su različita od svojstava pojedinih komponenata. Međutim, brzim hlađenjem može djelomično izostati međusobna topivost svih

komponenata. Tako nastaju zonski kristali tvoreći dendritni izgled mikrostrukture. U tom slučaju govorimo o **nehomogenoj leguri**. Postoje dvije vrste kristala koji se razlikuju u procentualnoj zastupljenosti atoma pojedinih komponenata. Dodatnom termičkom obradom mogu postati homogene. Za protetske namjene smiju se primjenjivati samo homogene legure.

- **Djelomična topivost** komponenata. Uz kristale mješance nastaju i **mješani kristali**. Svojstva legure su između svojstva komponenata.
- **Potpuna netopivost** u krutom stanju uvjetuje da svaki metal gradi svoju mrežicu i nastaju kristali jedne i druge komponente. Govorimo o čvrstoj smjesi raznovrsnih kristala ili **heterogenoj leguri.** Postoji određeni postotni odnos komponenata koji uzrokuje da sve komponente skrućuju pri istoj vrijednosti temperature, tj na točki tališta a ne u određenom intervalu. Iznenađujuće je da je zajedničko talište znatno ispod vrijednosti tališta pojedinih komponenata. Ovu vrst heterogene legure naziva se **eutektik**.

6.7.2. Podjela legura s obzirom na udio plemenitih komponenata

a.) Plemenite legure

- s velikim udjelom zlata
- sa sniženim (reduciranim) udjelom zlata
- srebro-paladijeve legure
- paladijeve legure

b.) Neplemenite legure

- Ni - Cr legure
- Co - Cr legure
- Fe - legure
- Ti- legure

6.7.3. Podjela plemenitih legura

U grupu plemenitih metala ubrajaju se zlato, bakar, živa, platina i grupa platinskih metala rutenij, rodij, paladij, osmij, rutenij i iridij. Glede srebra danas su mišljenja podjeljena.

Plemenite legure karakterizira postojanost u ustima i otpornost na korozijske promjene. Mogu sadržavati i određeni udio neplemenitih elemenata (oko 10%). no udjel plemenitih metala mora biti iznad 75%. Ako je manji, govorimo o reduciranim plemenitim legurama ili legurama sa smanjenim udjelom zlata.

Razlikujemo različite vrste plemenitih legura:

Zlatne legure. Najstarija legura korištena u stomatologiji bila je ternarna legura Au-Ag-Cu. Srebro poboljšava obradivost, bakar povećava čvrstoću.

Ova legura je korozijski postojana ako sadrži 18 karata zlata, odnosno 75 težinskih postotaka. To je ujedno granica rezistencije.

Danas govorimo o volumnom postotku zlata ,a ne o karatnom zlatu (24 karata = 100%).

U promet dolazi u obliku lema, žice, lima i kockica za lijevanje.

Legure s visokim udjelom zlata. To su legure za polimerne fasete sa sljedećim tipičnim sastavom:

70 - 80 % Au
1 - 5 % Pt
10 - 15 % Ag
5 - 10 % Cu

Zlatno su žute boje, dobro se lijevanju i leme.

Legure sa smanjenim udjelom zlata. U reduciranim zlatnim legurama dio zlato zamjenjen je paladijem ili srebrom. Paladij mijenja boju leguri, što se kompenzira većim udjelom bakra. Tipični sastav :

55 - 60 % Au
5 - 10 % Pd
0 - 25 % Ag
10 - 12 % Cu

Ove legure su svjetložute boje, dobro se lijevaju i leme. Sklone su promjeni boje kao posljedici pogrešne obrade.

Legure za napečenje keramike s visokim udjelom zlata. Interval taljenja spomenutih legura je znatno iznad temperature napečenja keramike. Da bi se koristike u metal-keramičkoj tehnici, veći se udio srebra morao zamijeniti visokotaljivim elementima platinom i paladijem. Kvaliteta legure u obradi očuvana je povećanim udjelom zlata. Sastav im je sljedeći:

75 - 85 % Au
8 - 10 % Pt
5 - 10 % Pd
0 - 3 % Ag

Zbog povećanog udjela paladija legura je blijeđe boje, bez problema se lijeva i lemi. Termički koeficijent rastezanja legure usklađen je s termičkim koeficijentom keramičkih materijala.

Reducirane zlatne legure sa srebrom. U ovim reduciranim zlatnim legurama veći udio zlata nadomješten je paladijem. To znatno povećava interval taljenja (posebice solidus temperaturu) tako da udio srebra ne umanjuje mogućnost napečenja keramike. Sastav im je slijedeći:

0 - 50 % Au
0 - 30 % Pd
0 - 20 % Ag
0 - 5 % Sn

Bijele su boje, dobro se lijevaju i leme.

Reducirane zlatne legure bez srebra. Problem obojenja keramike kao posljedica udjela srebra u leguri uvjetovao je da se srebro zamjeni dodatnim paladijem. Kako paladij znatno povisuje talište kompenzacija se postiže većim udjelom indija, pa im je sastav slijedeći:

50 % Au
0 - 40 % Pd
0 - 10 % In

Ovaj tip legure je bijele boje. Primjenjuju se za metal-keramičke radove.

Srebro-paladij legure. Legiranjem srebra i paladija povećava se postojanost boje i tvrdoća u odnosu na srebro i smanjuje talište u odnosu na paladij.

Standardni sastav ovih legura je slijedeći:

60 - 70 % Ag
20 - 30 % Pd
2 - 10 % Au

Zbog poboljšanja mehaničkih svojstava udio neplemenitih komponenata (Zn, Sn, Cu, Ni, Mn, Si) iznosi do 10 %.

Ovaj tip legure sive je boje i primjenjuje se za konvencionalne metal-polimerne radove.

Paladijeve legure. Paladij-srebro legure. Standardni sastav najvećeg broja legura ovog tipa je :

0 - 60 % Pd

0 - 30 % Ag

10 - 12 % Sn + In

Ekonomične su i prikladne za metal-keramičke radove.

Paladij-bakar legure. Sastav im je slijedeći:

80 % Pd

10 % Cu

10 % Ga

Od svih plemenitih legura ovaj tip legure ima najveću temperaturu lijevanja, relativno se teško lijeva i lemi. Prikladna za metal-keramičke radove.

6.7.4. Podjela plemenitih legura prema mikrotvrdoći

1.) **TIP I** - meka legura

Au i Pt- metala: max 88 do 96%

Interval taljenja: 1100 do 1180°C

HV 0,1 = 50 ...60

Indikacija: mala opterećenja - centralni ispuni inleji, retencijske žice

2.) **TIP II** - srednje tvrda legura

Au i Pt- metala: ....max 80 do 84 %

Interval taljenja: 920 do 970°C

HV 0,1 = 100 ... 115

Indikacija: 3/4 krunica, potpuna krunica, sidra tijelo mosta

3.) **TIP III**- tvrda legura

Au i Pt- metala:... max 78 do 79 %

Interval taljenja: 900 do 960°C

HV 0,1 = 120 ... 170

Indikacija: kod većin opterećenja i tanjih modelacija, 3/4 krunica, potpuna i fasetirana krunica i mosne konstrukcije

4.) **TIP IV** - izrazito tvrda legura

Au i Pt metala: ... max 75 do 77%

Interval taljenja: 880 do 950°C

HV 0,1 = 160 ...270

Indikacija: velika opterećenja i tanke modelacije, prečke, kvačice, teleskopi, jednokomadni odljevi s keramičkim fasetiranjem.

6.7.5. Neplemenite legure

Neplemeniti metali su mangan, aluminij, cink, kobalt, krom, nikal, željezo magnezij, kositar, olovo i molibden.

Zajednička svojstva ovim legurama jesu slijedeća: platinaste su boje, male gustoće, male termičke kontrakcije, male toplinske vodljivosti, tanke modelacije, taline malog viskoziteta, tehnološki osjetljivije, velike krutosti, male elastičnosti. velike tvrdoće, otporne su na promjenu boje i koroziju, ostvaruju dobru vezu s keramikom i ekonomične su.

Nikal-krom legure. Ove legure imaju veliku tvrdoću i čvrstoću. Zbog velikog intervala taljenja prikladno ih je taliti u visokofrekventnim pećima. Postojane su u ustima, premda može doći do lokalne, pukotinske korozije.

Nikal povećava elastičnost legure i olakšava hladnu obradu. Djeluje kao alergen (kod žena 10 % učestalije). Zamjenjuje ga se kobaltom.

Kobalt-krom legure. Ove legure su tvrde, krhke, teško lemljive i zavarive. Kobalt određuje mehanička svojstva i ljevljivost, krom povećava otpornost prema koroziji. Sadrže molibden, silicij aluminij i ugljik. kojeg u legurama za metalkeramiku ne smije biti više od 0,3 do 0,5 %.

Titan legure. Titan je srebrno-bijeli, duktilni metal. Pozitivna su mu svojstva velika čvrstoća i tvrdoća, mala specifična težina, mala toplinska vodljivost, dobra kovkost, mali termički koeficijent rastezanja, otpornost na deformacije, biokompatibilnost. Visoka temperatura taljenja, velika reaktivnost u rastaljneom stanju , neestetski dojam boje kao i neusklađenost s termičkim koeficijentom keramičkih materijala razlog su kombiniranja titana s drugim elementima s ciljem stvaranja legura prikladnih za metalkeramičke radove. To su Ti-Cr-Si - i Ti-Pd-Cr legure. Poznata je i Ni-Ti ili "memory legura". Zahtjevaju specijalnu laboratorijsku opremu i taljenje u zaštitnoj struju argona.

LITERATURA

1. Combe EC. Zahnärztliche Werkstoffe. München, Wien: C Hanser V, 1984.
2. Knischewski R. Werkstoffkunde: Metale. Müuchen: Neuer Merkur, 1981.
3. Kosovel Z, Živko J, Valković V. Identification of components in prosthetic alloys by X-ray emission spectroscopy. Acta Stomatol Croat 1983; 17:1-8.
4. Lauš J. Ispitivanje zatezne čvrstoće između metala i keramike. Zagreb; Stomatološki fakultet, 1995. Magistarski rad.
5. Rogers BA. Priroda metala. Zagreb: Tehnička knjiga, 1962.
6. Wagner E. Werkstoffkunde der Dentalmetallegierungen. München: Neuer Merkur, 1980.
7. Živko-Babić J. Ispitivanje promjena mikrostrukture i svojstava fiksnoprotetskih legura uvjetovanih termičkom laboratorijskom obradom. Disertacija. Zagreb: Stomatološki fakultet, 1987.
8. Živko-Babić J. Utjecaj topline na mikrostrukturne promjene srebro-paldijeve legure. Acta Stomatol Croat 1989; 23:109-19.
9. Živko-Babić J, Tadić T, Jakšić M, Ivaniš T, Valković V. Analysis of metal diffusion from the crown to the human teeth. Acta Stomatol Croat 1989; 23: 273- 80.
10. Živko-Babić J, Jarić M, Ivaniš T, Predanić-Gašparac H. Utjecaj temperature pečenja keramičkih slojeva na mikrostrukturne promjene Co-Cr legure. Acta Stomatol Croat1994; 28:19-24.

7. LEGURE ZA KRUNICE I MOSTOVE

Jasenka Živko-Babić

U stomatološkoj protetici, posebno u fiksnoj protetici, u tehnologiji izradbe nadogradnji, krunica i mostova koriste se brojne legure. Protetske legure moraju ispunjavati sliedeće zahtjeve:

a.) Mehaničko-kemijska svojstva:

- homogena sitno zrnata struktura
- samootvrdnjavanje nakon lijevanja i mogućnost oplemenjivanja
- velike vrijednosti čvrstoće
- mogućnost lemljenja
- postojanost na koroziju

b.) Tehnička obradivost:

- taljivost pomoću plamena, otpornim grijanjem i indukcijom
- postizanje niskoviskozne taline jednostavnom tehnikom lijevanja
- obradivost standardiziranom tehnikom rada
- široku toleranciju obrade s minimalnim rizikom
- ekonomičnost obrade

c.) Prikladnost za kliničku primjenu:

- klinička indikacija određuje tvrdoću, elastičnost i istezljivost legure
- estetski prihvatljiva boja legure
- bez štetnog utjecaja na zdravlje pri obradi
- postojanost na koroziju
- biokompatibilnost.

7.1. METALOGRAFSKA PODJELA LEGURA

Pri miješanju različitih metala važno je znati da li homogenost koju pokazuju u tekućem obliku zadržavaju i kad legura skrućuje. U krutom stanju mogu postojati sljedeći odnosi:

A. **Potpuna međusobna topljivost** svih sastojina gradeći zajedničku prostornu rešetku pri čemu nastaju jedinsteni **kristali mješanci**. Govori se o **čvrstoj otopini ili homogenoj strukturi.** Svojstva legure su različita od svojstava pojedinih komponenata. Međutim, brzim hlađenjem djelomično može izostati međusobna topivost svih komponenata. Tako nastaju slojasti kristali tvoreći dendritni izgled mikrostrukture. U tom slučaju radi se o **nehomogenoj leguri**. Postoje dvije vrste kristala, zrna ili faza, koji se razlikuju u procentualnoj zastupljenosti atoma pojedinih sastojina. Dodatnom termičkom obradom nehomogena struktura može postati homogena. Za intraoralnu primjenu smiju se rabiti samo legure homogene strukture.

B. **Djelomična topivost** komponenata. Uz kristale mješance nastaju i **mješani kristali**. Svojstva legure su između svojstva komponenata.

C. **Potpuna netopivost** u krutom stanju uvjetuje da svaki metal gradi svoju rešetku i nastaju kristali jedne i druge komponente. Govori se o čvrstoj smjesi raznovrsnih kristala ili **heterogenoj leguri.**

Postoji određeni postotni odnos komponenata koji uzrokuje da sve komponente skrućuju pri istoj vrijednosti temperature, tj na točki tališta a ne u određenom intervalu. Zajedničko talište je znatno ispod vrijednosti tališta pojedinih sastojina. Ovu vrst heterogene legure naziva se **eutektik**.

Unutar strukture jedne legure može mogu nastati kristali intermetalnog i kemijskog spoja.

7.2. PODJELA LEGURA S OBZIROM NA UDIO PLEMENITIH KOMPONENATA

1.) Plemenite legure

- s velikim udjelom zlata
- sa sniženim (reduciranim) udjelom zlata
- srebro-paladijeve legure
- paladijeve legure

2.) Neplemenite legure

- Ni - Cr legure
- Co - Cr legure
- Fe - legure
- Ti- legure

7.3. PODJELA PLEMENITIH LEGURA

U grupu plemenitih metala ubrajaju se zlato, bakar, živa, platina i grupa platinskih metala rutenij, rodij, paladij, osmij, rutenij i iridij. Glede srebra danas su podijeljena mišljenja; ono korodira iako je plemenita kovina.

Plemenite legure karakterizira postojanost u ustima i otpornost na korozijske promjene. Mogu sadržavati i određeni udio neplemenitih elemenata (oko 10%). no udjel plemenitih metala mora biti iznad 75%. Ako je manji, govori se o reduciranim plemenitim legurama ili legurama sa smanjenim udjelom zlata.

7.3.1. Zlatne legure

Najstarija legura korištena u stomatologiji bila je ternarna legura Au-Ag-Cu. Zlato osigurava elektrokemijsku stabilnost, srebro poboljšava obradivost, bakar povećava čvrstoću.

Ova legura je korozijski postojana ako sadrži 18 karata zlata, odnosno 75 masenih postotaka. To je ujedno granica rezistencije.

Danas se rabi pojam volumni postotak zlata ,a ne karatno zlato (24 karata = 100%).

Zlatne legure u obliku su lema, žice, lima i kockica za lijevanje.

Legure s visokim udjelom zlata To su legure za polimerno fasetiranje sa sljedećim tipičnim sastavom:

70 - 80 % Au
1 - 5 % Pt
10 - 15 % Ag
5 - 10 % Cu

Zlatno su žute boje, dobro se lijevanju i leme.

Legure za pečenje keramike s visokim udjelom zlata Interval taljenja spomenutih legura je znatno iznad temperature napečenja keramike. Da bi se koristike u metalokeramičkoj tehnici, veći je udio srebra zamijenjen visokotaljivim elementima, platinom i paladijem. Kvaliteta legure u obradi očuvana je povećanim udjelom zlata. Sastav im je slijedeći:

75 - 85 % Au
8 - 10 % Pt
5 - 10 % Pd
0 - 3 % Ag

Zbog povećanog udjela paladija legura je blijeđe boje, bez problema se lijeva i lemi. Termički koeficijent istezanja legure usklađen je s termičkim koeficijentom keramičkih materijala.

Legure sa smanjenim udjelom zlata U reduciranim zlatnim legurama dio zlata zamijenjen je paladijem ili srebrom. Paladij mijenja boju leguri, što se kompenzira većim udjelom bakra. Tipični sastav :

55 - 60 % Au
5 - 10 % Pd
0 - 25 % Ag
10 - 12 % Cu

Ove legure su svjetložute boje, dobro se lijevaju i leme. Sklone su promjeni boje kao posljedica pogrešne obrade.

Reducirane zlatne legure sa srebrom U ovim reduciranim zlatnim legurama veći udio zlata nadomješten je paladijem. To znatno povećava interval taljenja (posebice solidus temperaturu) tako da udio srebra ne umanjuje mogućnost napečenja keramike, osim što utječe na promjenu boje keramike zbog stvaranja sulfida. Sastav im je slijedeći:

0 - 50 % Au
0 - 30 % Pd
0 - 20 % Ag
0 - 5 % Sn

Bijelosive su boje, dobro se lijevaju i leme.

Reducirane zlatne legure bez srebra Problem obojenja keramike kao posljedica udjela srebra u leguri uvjetovao je da se srebro zamjeni paladijem. Kako paladij znatno povisuje talište kompenzacija se postiže većim udjelom indija, pa im je sastav slijedeći:

50 % Au

0 - 40 % Pd

0 - 10 % In

Ovaj tip legure je bijelosive boje. Primjenjuju se za metalokeramičke radove.

7.3.2. Srebro-paladijeve legure

Legiranjem srebra i paladija povećava se postojanost boje i tvrdoća u odnosu na srebro i smanjuje talište u odnosu na paladij.

Standardni sastav ovih legura je slijedeći:

60 - 70 % Ag

20 - 30 % Pd

2 - 10 % Au

Zbog poboljšanja mehaničkih svojstava udio neplemenitih komponenata (Zn, Sn, Cu, Ni, Mn, Si) iznosi do 10 %. Zlato osigurava kemijsku postojanost.

Ovaj tip legure sive je boje i primjenjuje se za konvencionalne metalopolimerne radove.

Srebro-paladijeva legura s udjelom srebra od 52 mas% i paladija s 39.9 mas% (ostale sastojine su kositar, indij i iridij) namjenjena je fasetiranju hidrotermalnom keramikom.

7.3.3. Paladijeve legure

Paladij-srebrove legure. Standardni sastav najvećeg broja legura ovog tipa je:

0 - 60 % Pd

0 - 30 % Ag

10 - 12 % Sn + In

Ekonomične su i prikladne za metalokeramičke radove.

Paladij-bakrove legure. Sastav im je slijedeći:

80 % Pd

10 % Cu

10 % Ga

Od svih plemenitih legura ovaj tip legure ima najvišu temperaturu lijevanja, relativno se teško lijeva i lemi. Prikladna je za metalokeramičke radove.

7.4. PODJELA PLEMENITIH LEGURA PREMA MIKROTVRDOĆI

1.) **TIP I** - meka legura

Au i Pt- metala: max 88 do 96%

Interval taljenja: 1100 do 1180°C

HV 0,1 = 50 ...60

Indikacija: mala opterećenja - centralni ispuni, inleji, retencijske žice

2.) **TIP II** - srednje tvrda legura

Au i Pt- metala: ....max 80 do 84 %

Interval taljenja: 920 do 970°C

HV 0,1 = 100 ... 115

Indikacija: 3/4 krunica, potpuna krunica, sidra tijelo mosta

3.) **TIP III**- tvrda legura

Au i Pt- metala:... max 78 do 79 %

Interval taljenja: 900 do 960°C

HV 0,1 = 120 ... 170

Indikacija: kod većih opterećenja i tanjih modelacija, 3/4 krunica potpuna i fasetirana krunica i mosne konstrukcije

4.) **TIP IV** - izrazito tvrda legura

Au i Pt metala: ... max 75 do 77%

Interval taljenja: 880 do 950°C

HV 0,1 = 160 ...270

Indikacija: velika opterećenja i tanke modelacije, prečke, kvačice, teleskopi, jednokomadni odljevi s keramičkim fasetiranjem.

7.5. NEPLEMENITE LEGURE

Neplemeniti metali su mangan, aluminij, cink, kobalt, krom, nikal, željezo magnezij, kositar, olovo i molibden.

Zajednička svojstva ovim legurama jesu slijedeća:

- platinaste su boje, male gustoće, male termičke kontrakcije, male toplinske vodljivosti, tanke modelacije, taline malog viskoziteta, tehnološki osjetljivije, velike krutosti, male elastičnosti, velike tvrdoće, otporne na promjenu boje i koroziju, ostvaruju dobru vezu s keramikom i ekonomične su.

Nikal-kromove legure. Ove legure imaju veliku tvrdoću i čvrstoću. Zbog velikog intervala taljenja prikladno ih je taliti u visokofrekventnim pećima. Postojane su u ustima, premda može doći do lokalne, pukotinske korozije. Nikal povećava elastičnost legure i olakšava hladnu obradu. Djeluje kao alergen (kod žena 10 % učestalije). Zamjenjuje ga se kobaltom.

Kobalt-kromove legure. Ove legure su tvrde, krhke, teško lemljive i zavarive. Kobalt određuje mehanička svojstva i ljevljivost, krom povećava otpornost prema koroziji. Sadrže molibden, silicij aluminij i ugljik kojeg u legurama za metalokeramiku ne smije biti više od 0,3 do 0,5 %.

Titan i titanove legure. Titan je srebrno-bijeli, istezljivi metal. Pozitivna su mu svojstva velika čvrstoća i tvrdoća, mala specifična težina, mala toplinska vodljivost, dobra kovkost, mali termički koeficijent istezanja, otpornost na deformacije, biokompatibilnost. Visoka temperatura taljenja, velika reaktivnost u rastaljenom stanju, neestetski dojam boje kao i neusklađenost s termičkim koeficijentom većine keramičkih materijala razlog su kombiniranja titana s drugim elementima, s ciljem stvaranja legura prikladnih za metalokeramičke radove. To su Ti-Cr-Si - i Ti-Pd-Cr legure. Poznata je i Ni-Ti ili "memory legura". Zahtjevaju specijalnu laboratorijsku opremu, uložni materijal s cirkonijem i taljenje u zaštitnoj struju argona.

LITERATURA

1. http://dental.columbia.edu/class_sites/sdas2006/class/prostho/alloys.pdf
   Bitzer BW. Physical properties of dental alloys.
2. http://www.brooks.af.mil/dis/DMNOTES/prosalloys.pdf
   Dental alloys used in Prosthodontics. Based information about metals and alloys.
3. Kosovel Z, Živko J, Valković V. Identification of components in prosthetic alloys by X-ray emission spectroscopy. Acta Stomatol Croat 1983;17:1-8.
4. Lauš J. Ispitivanje zatezne čvrstoće između metala i keramike. Zagreb; Stomatološki fakultet, 1995. Magistarski rad.
5. Živko-Babić J. Utjecaj topline na mikrostrukturne promjene srebro-paldijeve legure. Acta Stomatol Croat 1989; 23:109-19.
6. Živko-Babić J, Tadić T, Jakšić M, Ivaniš T, Valković V. Analysis of metal diffusion from the crown to the human teeth. Acta Stomatol Croat 1989; 23: 273- 80.
7. Živko-Babić J, Jarić M, Ivaniš T, Predanić-Gašparac H. Utjecaj temperature pečenja keramičkih slojeva na mikrostrukturne promjene Co-Cr legure. Acta Stomatol Croat 1994; 28:19-24.

8. NADOGRADNJE

Dragutin Komar

Oštećenje ili, pak, potpuni gubitak kliničke krune zube smatraju se značajnim i razmjerno složenim problemom restorativne stomatologije, budući da terapijskim postupkom, osim funkcije, moramo osigurati složene estetske zahtijeve kao i dugotrajnost izratka, imajući u vidu kako je stomatognatski sustav vrlo dinamična sredina.

Mogućnosti terapije zaista su velike. Suvremena restorativna stomatologija nudi mnogobrojne biokompatibilne materijale kojima se može u potpunosti uspostaviti estetika i funkcija svakog zuba. Međutim, kod većeg gubitka kliničke krune zuba, konzervativnom terapijom često će se riješiti estetski problem oštećenog zuba, dok su dinamika žvačnog sustava i djelovanje žvačnih sila oni čimbenici koji će često dovesti u pitanje uspjeh provedene terapije. U takovim slučajevima konzervativna terapija oštećenih ili izgubljenih dijelova zuba, osobito kada se radi i o devitaliziranim zubima, neće biti odgovarajući izbor. Postojanost devitaliziranih zuba i njihova otpornost na djelovanje sila ovisni su o mnogobrojnim čimbenicima, među kojima najznačajniju ulogu imaju kvaliteta i kvantiteta preostalih tvrdih zubnih tkiva. Takove zube potrebno je procijeniti s biomehaničkog aspekta, osigurati koronarno-radikularnu stabilizaciju, što predstavlja osnovni biomehanički, a time i protetski čimbenik kojim će se osigurati uspjeh provedene terapije.

Protetska terapija frakture dijela ili cijele kliničke krune zuba poznata je još krajem 19-og stoljeća, od pojave prvog umjetnog zuba na kolčić pod nazivom Logan - krunica. Godine 1869. Black predlaže punjenje zubnih kanala zlatnim listićima, u svrhu učvršćenja zlatnog kolčića koji nosi umjetni zub. Nakon toga pojavljuje se Davis – krunica, s mogućnošću odvajanja intra i ekstraradikularnog dijela, zatim Richmond - krunica itd. Razvoj novih materijala i pripadajućih im tehnologija, omogućava nove pristupe u terapiji nadoknade izgubljenih ili bitno oštećenih tvrdih zubnih tkiva. Stajališta o prikladnosti pojedinih metoda bitno se razlikuju i uglavnom su rezultat vlastitih iskustava, istraživanja i sklonosti. Svaka dostupna metoda ima određene prednosti, odnosno nedostatke. Stoga je uspjeh terapije manje ovisan o izabranoj tehnici, a više o njezinoj pravilnoj izvedbi i dobro postavljenoj indikaciji u konkretnom kliničkom slučaju. Međutim, bez obzira na odabir tehnike i materiajla za nadograđivanje kliničke krune zuba s protetskog gledišta, svaka nadogradnja mora zadovoljiti tzv. "3 R" zahtjev:

- retenciju (*retain*),
- učvršćivanje i pojačanje otpornosti (*reinforce*),
- nadoknadu (*restore*).

Temeljem navedenog, moguće je zaključiti da je osnovni zadatak nadogradnji, uz estetsku i funkcijsku restauraciju oštećenog zuba, osigurati zaštititu od daljnje destrukcije zuba, osiguravanjem povoljnog djelovanja sila i njihovog ravnomjernog prenošenje na potporne strukture zuba (cement korijena, periodontalne ligamente i alveolarnu kost).

8.1. VRSTE NADOGRADNJE

Postoji niz kriterija kojima bismo mogli podijeliti nadogradnje i mogućnosti nadoknade izgubljenih ili oštećenih dijelova kliničke krune zuba. Međutim, zbog preglednosti ovih fiksnoprotetskih radova dijelimo ih na tri osnovne skupine:

- ***individualne lijevane nadogradnje,*** koje predstavljaju metalne odljeve izrađene u jednom dijelu i koji oblikom oponašaju morfologiju prepariranog korijenskog kanala i brušenu krunu zuba.

  Terapija individualnim lijevanim nadogradnjama se iz statičkih i biomehaničkih razloga provodi u slučajevima kada nedostaje više od polovine kliničke kruna zuba.

- ***konfekcijske nadogradnje,*** koje su najčešće dvodjelne, a sastoje se od tvornički izrađenih kolčića različitih oblika i veličina, koji se svojim jednim dijelom, uvijanjem ili cementiranjem postavljaju u korijenski kanal, dok se ekstraradikularnim - koronarnim dijelom imitira bataljak, a koji može biti izrađen od amalgama, cemenata ili kompozitnih smola.

  U fiksnoprotetske svrhe, konfekcijske se nadogradnje mogu koristiti kod višekorijenskih devitaliziranih zuba, služe za pojačanje čvrstoće tvrdih zubnih tkiva, ukoliko je sačuvano barem pola kliničke krune, odnosno kod onih lateralnih zuba sa izrazito divergentnim korijenovima.

- ***kombinirane nadogradnje,*** koje zapravo predstavljaju kombinaciju korijenskih i parapulpnih kolčića

8.1.1. Individualna lijevana nadogradnja

Individualnu lijevanu nadogradnju definiramo fiksnoprotetskim nadomjestkom, najčešće izrađenim u jednom komadu tehnikom lijevanja na endodontski izliječenom zubu. Intraradikularnim dijelom sidri se u korijenu zuba nosača, dok ekstraradikularnim dijelom veličinom, položajem i smjerom nadomješta dijelove ili cijelu kliničku krunu izbrušenog zuba.

Mogu se izrađivati direktnom ili indirektnom metodom, ovisno o tome modelira li se nadogradnju voskom ili autopolimerizirajućim akrilatom, nakon preparacije preostalog dijela krune zuba i korijenskog kanala, direktno u ustima pacijenta ***(direktna metoda)*** ili u laboratoriju, na modelu dobivenom otiskom ostatka bataljka i korijenskog kanala ***(indirektna metoda***.

Bez obzira na metodu izradbe nadogradnje, potrebno je postići njenu čvrstoću i stabilnost u korijenskom kanalu, kako ne bi došlo do naprezanja zidova korijena i moguće uzdužne frakture korijena. Nadogradnja se cementira unutar korijenskog kanala nanošenjem tankog sloja cementa. Vrsta cementa ovisi o izboru terapeuta (stakleni, kompozitni, karboksilatni ili cink-fosfatni), a najčešće se upotreljavaju konvencionalni cementi.

8.1.2. Konfekcijske nadogradnje

Konfekcijskim nadogradnjama nazivamo gotove tvorničke proizvode normiranih dimenzija, različitih veličina, izrađenih iz raznih materijala. Na tržište dolaze zajedno sa dodatnim priborom, potrebnim za njihovo učvršćivanje unutar korijenskog kanala.

Indikacije za njihovu uporabu moguće je podijeliti u dvije skupine :

- Indicirane su u slučajevima kada postoji dovoljno kliničke krune zuba, a kolčić se postavlja kako bi spriječio frakturu preostalih zubnih tkiva,

- Također su indicirane kada je količina kliničke krune nedostatna, a kolčić će, osim sprječavanja frakture, služiti za retenciju kruničnog dijela nadogradnje, čime će se nadomjestiti prirodna kruna zuba i oblikovati bataljak zadovoljavajuće retencijske površine za budući fiksno-protetski rad.

S obzirom na način fiksiranja u korijenskom kanalu, konfekcijske kolčiće moguće je dijeliti na :

a) Aktivne – kolčići s navojima koji, osim navojima uvinutim u dentin, retiniraju i cementom kojima se dodatno fiksiraju,

b) Pasivne – retiniraju samo pomoću cementa.

S obzirom na površinsku morfologiju i oblik kolčića konfekcijske nadogradnje moguće ih je sistematizirati u :

1. Metalne kolčiće glatkih površina: a. paralelnih stranica,
   b. konvergentnih stranica,

2. Metalne kolčiće neravnih površina: a. paralelnih stranica
   b. konvergentnih stranica

Metalni kolčići glatkih površina

Mogu biti konusnog ili cilindričnog oblika s glatkim intraradikularnim dijelom. U odnosu na ostale vrste konfekcijskih nadogradnji ova vrsta kolčića ima najmanju mehaničku retenciju. Preparacija kanala ne zahtijeva odstranjivanje veće količine dentina, brza je i jednostavna, a tijekom cementiranja korijen se ne napreže. Međutim, slaba retencija i mogućnost uzdužnog loma korijena, unutar kojeg ovi kolčići djeluju poput klina, veliki je nedostatak. Važno je napomenuti da kolčići cilindričnog oblika imaju nešto bolju retenciju u odnosu na konusne, a preparacija kanala, posebno normiranim svrdlima kojima se kanal prilagođava kolčiću, nešto je obilnija, čime se ne "štedi" korijenski dentin i oslabljuje stijenka korijena.

U ovu skupinu kolčića moguće je svrstati i konfekcijski izrađene plastične kolčiće (Endowels, Norm Plastic Pins, Kerr Endo Post itd.), koji su paralelnih stranica, a upotrebljavaju se za direktnu ili indirektnu izradu modela za lijevanu nadogradnju.

Metalni kolčići neravnih površina

Metalne kolčiće neravnih povšina (slika 6) moguće je svrstati u dvije skupine u ovisnosti o obliku neravnine površine :

a) Kolčići s navojem
b) Kolčići s brazdama ili usjecima

Metalni kolčići s navojima najzastupljeniji su u svakodnevnom kliničkom rad. Mogu biti cilindričnog, konusnog ili cilindričnog oblika s konusnim apeksnim dijelom.. Retencijska sposobnost ovisi o uvijanju, pomoću posebnih uvijača, u ispreparirani korijenski kanal, prigodom čega se stvara pritisak na zidove korijena, tako da su moguća napuknuća ili lom zuba. Pažljivim radom ova se mogućnost svodi na najmanju moguću mjeru.

Cilindrični kolčići izrađeni su od krom-kobalt legure ili čelika s ekstraradikularnim dijelom u obliku iglica koje idu od centra osovine. Nazivaju se *Radix Anchor* kolčićima.

Cilindrični kolčić s konusnim vrhom izrađuje se od titana i naziva se *Cytco* konfekcijskim kolčićem.

U ovu skupinu ubraja se i konfekcijski kolčić s rascijepljenim apikalnim djelom (*split shank*), kojeg nazivamo *flexy post*, samouvijajući kolčić, koji za postavljanje ne zahtijevaju preparaciju korijenskog dentina – *Obturation Screw Post* ili *Dentatus Screw Post*.

Metalni kolčići s brazdama ili usjecima također mogu biti konusnog, cilindričnog ili cilindrično-konusnog oblika, samo što umjesto navoja na površini imaju nabore, brazde ili ureze. Oblik površine ovih kolčića omogućava im bolje prijanjanje uz stijenke korijenskog kanala, a retencija im ovisi o gradivnom materijalu i vrsti cementa kojom se fiksiraju. U svakom slučaju retencija im je bolja u odnosu na kolčiće glatkih površina, odnosno slabija od kolčića s navojima.

Skupinu konusnih kolčića sa zarezima na površini predstavljaju *NU Bond Post* ili *Parker C-I.* Cilindrični kolčići, izrađeni od čelika ili titana, sa brazdama koje se isprepliću

poput mreže s uzdužnim žlijebom za odvodnju suviška cementa prilikom cementiranja, na tržištu su pod komercijalnim nazivima *Para-Post* i *Para-Post Plus*.

8.2. MATERIJALI ZA IZRADBU NADOGRADNJE

Za lijevanje modela individualno izrađenih nadogradnji koriste se zlatno-platinske legure, srebrno-paladijeve legure, titan i njegove legure, krom-kobalt-molibden legure, nikal-krom legure itd., budući da navedene legure imaju najbolju kombinaciju čvrstoće i otpornosti prema koroziji. Čelik je neznatno čvršći u odnosu na druge materijale, ali je nepovoljniji zbog korozivnosti, osobito ukoliko je pozlaćen. Nasuprot njemu, najotporniji na koroziju i najbiokompatibilniji je titan, međutim, osobito kada je titanska nadogradnja cementirana cink-fosfatnim cementom, nije vidljiva na rendgenskoj slici, što je svakako veliki nedostatak.

Premda se tvornički konfekcijski kolčići za nadogradnji prvenstveno izrađuju od legura zbog njihovih mehaničkih karakteristika, kolčići mogu biti izrađeni i od kompozitnih materijala, stakloionomernog cementa ili keramike.

Suvremena estetska restorativna stomatologija sve više nameće potpune, bezmetalne keramičke krunice, osobito u terapiji prednjeg segmenta zubnog niza. Individualna lijevana nadogradnja svakako će u tom segmentu zadovoljiti biomehaničkim zahtijevima, ali će ujedno pred terapeuta postaviti velik problem glede estetike budućeg protetskog rada. Prosijavanje kroz stjenku potpune keramičke krunice, osobito kada se radi o nedostatnoj debljini njene vestibularne stjenke, moguća korozija i posljedično odlaganje nastalih produkata u dentin i parodontno tkivo, dovesti će do diskoloracije tkiva i upale gingive. Paralelno s takovim terapijskim stremljenjima, uočavamo značajan razvoj materijala i tehnika nadoknade kliničkih kruna zuba odnosno bataljaka konfekcijskim, nemetalnim nadogradnjama. Među njima se osobito ističu staklo-keramičke nadogradnje kojima se oponaša prirodna boja zuba i postižu bolji estetski rezultati, dok njihova biokompatibilnost, protetska stabilnost, retencija preostalih zubnih tkiva i nedostatak korozije predstavljaju veliku prednost u odnosu na sve ostale vrste i mogućnosti nadograđivanja zuba metalnim nadogradnjama.

Osim staklo-keramičkih nadogradnji, u protetici se sve više koristi i cirkonij-keramika, što je, uz njihovu dimenzijsku postojanost, rezultat dobrih mehaničkih, estetskih i kemijskih svojstava. Nakon adhezijskog cementiranja cirkonijeva kolčića u s normiranim svrdlima ispreparirani korijenski kanal, koronarni dio nadogradnje modelira se kompozitnim materijalima.

LITERATURA

1. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent 2002; 87: 431-7.
2. Chong KH, Chai J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated aluminia with or without zirconia reinforcement. Int J Prosthodont 2003; 16 : 487-92.
3. Ćatović A. i sur. Klinička fiksna protetika. Zagreb: Stomatološki fakultet, 1999.
4. Ćatović A, Ahmetović A, Komar D, Lazić B, Ulovec Z. Istraživanje dinamičke čvrstoće zuba opskrbljenog konfekcijskim i lijevanim nadogradnjama. Acta Stomatol Croat 2002; 2: 223-9.
5. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub J. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. J Prosthet Dent 2002; 87 : 438-45.
6. Linde LA. The use of composite resin in combination with anchorage posts as core material in endodontically treated teeth: Clinical aspects of the technique. Quintessence Int 1993; 24: 115-22.
7. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. J Prosthet Dent 1998; 80: 527-32.
8. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. Int J Prosthodont 2003; 16: 39-44.
9. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. J Prosthet Dent 2003; 89 : 360-7.
10. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 2nd Ed. St Louis: Mosby-Year Book; 1995.
11. Zalkind M, Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with post and cores. J Prosthet Dent 1998; 79: 702-5.

9. LEGURE ZA BAZU PROTEZE

Josip Pandurić

Materijali koji se koriste u stomatološkoj protetici su gradivni materijali. Mogu se razvrstati u materijale:

- nemetali (kaučuk, umjetne smole)

- neplemeniti metali antimon cink
  aluminij nikal
  bakar olovo
  bizmut željezo

- plemeniti metali zlato platina
  iridij srebro
  paladij živa

- legure legure zlata
  paladij srebrne legure (bijelo zlato)
  legure željeza – čelici
  legure kobalta kroma, molibdene, nikla

Neplemenite metalne legure najčešće se koriste za izradu baza djelomičnih proteza, metal – keramičnih nadomjestaka, krunice i mostova. Kobalt krom i nikal krom legure upotrebljavaju se već nekoliko desetljeća kao zamjena za zlatne legure tip IV, za izradbu konstrukcija djelomičnih proteza. Uz njih treba spomenuti i plemeniti čelik i titan.
Kao posljedica potrebe za pronalaženjem zadovoljavajuće zamjene za skupo zlato neprekidno se pojavljuju nove legure za izradu nadomjestaka. Metali tantal, titanij, molibden, kolumbij, vanadij i njihove legure uz kobalt, krom, nikal, plemeniti čelik i legure bakra, aluminija i magnezija svojim fizikalnim i kemijskim osobinama moraju zadovoljiti stroge standarde propisane za primjenu u stomatologiji.

Svakog stomatologa i suradnika itekako zanima:

- kemijski sastav materijala
- mehaničko fizikalna svojstva
- vezna čvrstoća
- estetika
- boja
- postojanost u ustima
- mogućnost prerade i obrade

Zato svaki metal ili legura, koji se želi koristiti za izradu nadomjestaka, kao zamjena za zlato ili zlatne legure mora imati slijedeća svojstva:

- svojim kemijskim svojstvima ne smije štetno djelovati na pacijenta ili na osobe koje sudjeluju u izradi nadomjestaka
- otpornost na koroziju ili fizikalne promjene nadomjestaka u vlažnoj sredini usta
- postupci tehničke obrade ne smiju biti suviše složeni
- fizikalna svojstva tvrdoća, čvrstoća, vodljivost, temperatura taljenja, koeficijent širenja i ostala svojstva moraju zadovoljiti zadane potrebe
- zajedno s pomoćnim materijalima moraju biti dostupni i relativno jeftini

Treba naglasiti da niti jedan metal ili legura do sada kao zamjena za zlato i zlatne legure u cijelosti ne ispunjavaju sva fizikalna, kemijska i biološka svojstva potrebna za primjenu u stomatologiji, premda mnogi materijali zadovoljavaju većinu potrebnih svojstava.

9.1. KOBALT-KROM LEGURE ZA LIJEVANJE

Nakon pojave prvih kobalt-krom legura njihova primjena u stomatologiji neprekidno raste. Široko se primjenjuju za izradu lijevanih baza i dijelova djelomičnih proteza, a manje baza potpunih proteza. Koriste se također za izradu krunica i mostova.

Prve legure pretežno su sadržavale kobalt i krom. Pionir automobilske industrije Elwood Haynes pronašao je 1900 godine leguru kojoj je dao ime Stellite. Legura pod imenom Haynes Stellite 21 bila je veoma slična leguri Vitallium, koja se od 1930 godine koristila za izradu lijevanih konstrukcija djelomičnih proteza.

Primjena kobalt-krom legura u stomatologiji omogućena je pronalaskom odgovarajuće tehnike lijevanja i materijala za izradu modela otpornih na visoke temperature taljenja. Učinili su to R.W. Erdle i C.H. Prange u Austenal Laboratories (New York) u Sjedinjenim Američkim Državama.

Godine 1943 pojavili su radovi u kojima su opisana svojstva raznih materijala za lijevanje metalnih baza. Osim prve legure poznate pod nazivom Vitallium u Sjedinjenim Američkim Državama pojavili su se Ticonium, Niranium i Lunorium. U Europi su se pojavili Wisil i Wironit (Njemačka) te Cromoform (Engleska). Veoma brzo javljale su se brojne legure, koje su postale dostupne i sve više su se primjenjivale u stomatologiji. Već 1949 godine u Sjedinjenim Američkim Državama više od 80% konstrukcija djelomičnih proteza lijevano je iz kobalt-krom legura. Nakon velikog poskupljenja zlatnih legura 1970 godine postotak izlivenih djelomičnih proteza značajno se povećao u cijelom svijetu.

Razlozi sve šire primjene kobalt-krom legura su brojni. Lakše su od zlatnih legura, a imaju ista ili bolja mehanička svojstva. Otpornost na koroziju im je ista kao kod zlatnih legura. Velika prednost im je niska cijena, koja omogućuje široku primjenu i u siromašnijim zemljama.

Primjenu kobalt-krom legura otežavaju složeni postupci tehničke obrade. Visoka temperatura topljenja zahtijeva primjenu posebnih aparatura za lijevanje. Vrlo visoka tvrdoća zahtijeva upotrebu aparatura za pjeskanje, poliranje i elektropoliranje. Uz posebno opremljene i specijalizirane laboratorije neophodni su i posebno educirani zubni tehničari.

9.1.1. Sastav legura

Glavni sastavni dijelovi legura za izradu lijevanih konstrukcija djelomičnih proteza su: krom, kobalt i nikal, kojih zajedno ima oko 90% u većini legura.

Kobalt	35 – 65 %
Krom	20 – 35 %
Nikal	0 – 30 %
Molibden	0 – 7 %
Ugljik do	0,4 %

Krom je jedini glavni metal koji se nalazi u sastavu svih legura te vrste. Postoji skupina legura koje osim kobalta i kroma sadrže nikal. U tim se legurama jedna trećina kobalta zamjenjuje niklom. Nikal je jeftiniji od kobalta i povećava rastezljivost legure. Iako krom, kobalt i nikal težinski čine preko 90% ukupnih sastojaka njihov utjecaj na fizikalna svojstva legure je priličito ograničen. Fizikalna svojstva tih legura kontrolira prisutnost manjih količina ugljika, molibdena, berilija, tungstena i aluminija.

9.1.2. Svojstva pojedinih sastojaka legure

Legure kobalta i kroma po svojoj građi su zapravo krute otopine 70% kobalta i 30% kroma. Bilo kakvo odstupanje od tog omjera bez zamjene odgovarajućim metalima u pravilu ima za posljedicu snižavanje mehaničkih svojstava i smanjivanje otpornosti na zamućivanje.

KROM. Krom svojim pasivizirajućim učinkom osigurava otpornost legure na tamnjenje i koroziju. Ako količina kroma pređe 30% legura se teže lijeva. Krom stvara fazu krhkosti tzv. sigma fazu što ima za posljedicu lomljivost odljevka legure. Stoga udio kroma u tim legurama ne bi smio preći 28% do 29%.

KOBALT. Sadržaj kobalta doprinosi čvrstoći i tvrdoći te leguru čini krućom. Kobalt povisuje modul elastičnosti, čvrstoću i tvrdoću legure više od nikla.

NIKAL. Nikal sadrži većina legura proizvedenih u Sjedinjenim Američkim Državama. Niti jedna legura proizvedena u Europi koja se upotrebljava za izradu lijevanih baza proteza ne sadrži nikal. Leguri daje rastezljivost i žilavost. Može biti odgovoran za alergije i dermatoze.

ŽELJEZO. Većina legura sadrži malu količinu željeza. Nikal i željezo se dopunjuju i poboljšavaju mogućnost hladne obrade. Nikla obično u leguri ima više od željeza.

Utjecaj ostalih sastojaka na svojstva legura kobalta i kroma je naglašeniji.

UGLJIK. Ugljik je jedan od najkritičnijih sastojaka. Male promjene sadržaja ugljika mogu imati naglašen utjecaj na čvrstoću, tvrdoću i rastezljivost legure. Ugljik može stvarati karbide s bilo kojim metalom koji se u leguri nalazi, kao i sa sličnim legurama, što značajno mijenja fizikalna svojstva legure. Obično dolazi u obliku 0.3 – 0.4 % kromovog karbida. Jedan od najučinkovitijih načina za povećanje tvrdoće legura na bazi kobalta postiže se povećavanjem sadržaja ugljika.

Promjena sadržaja ugljika za 0,2% mijenja svojstva tih legura u tolikoj mjeri da se ne mogu koristiti u dentalne svrhe. Ako sadržaj ugljika pređe 0,2% preko propisane količine

legura postaje pretvrda i prekruta i ne smije se upotrebljavati za izradu nadomjestaka u stomatologiji. Stoga je kontrola sadržaja ugljika veoma važna. Kontrola sadržaja ugljika u postupcima izrade i lijevanja konstrukcija je teška. To je posebno važno ako se za zagrijavanje upotrebljava otvoreni plamen, jer se višak ugljika može uključiti za vrijeme lijevanja legure. Zbog toga je neobično važno imati potpunu kontrolu primijenjene topline. U protivnom dolazi do precipitacije ugljika, koji mijenja fizikalna svojstva legura.

Molibden, tungsten, magnezij i silicij povećavaju tvrdoću i u legurama se nalaze u manjim količinama.

MOLIBDEN. Molibden najviše povećava tvrdoću i čvrstoću, a smatra se odgovornim za stvaranje manjih zrnaca. Sadržaj od 3% do 6% molibdena doprinosi čvrstoći legure.

TUNGSTEN. Tungsten također povećava čvrstoću, ali manje od molibdena. Međutim, tungsten povećava rastezljivost legure više od molibdena. Suvremene legure uglavnom više ne sadrže tungsten, a zamjenjuju ga ostali elementi koji povećavaju tvrdoću, a najčešće je to molibden.

MANGAN I SILICIJ. Mangan i silicij osim što povećavaju čvrstoću i tvrdoću dezoksidiraju i na taj način pročišćavaju leguru za vrijeme lijevanja. Mogu povećavati krhkost legure i radi toga se u leguri nalaze u količini manjoj od 1%. Silicij i magnezij povećavaju žitkoću i lijevnost legura.

ALUMINIJ. Aluminij u legurama koje sadrže nikal stvara spoj nikla i aluminija (NikAl). Spoj nikla i aluminija značajno povećava vlačnu čvrstoću i čvrstoću smicanja.

BERILIJ. Dodatak oko 1% berilija legurama koje sadrže nikal snizuje područje temperature topljenja za 100 C.

DUŠIK. Sadržaj dušika značajno utječe na svojtva legure i teško se može kontrolirati. Za kontrolu dušika presudan je način lijevanja. Ako se lijevanje ne provodi u kontroliranoj atmosferi kao što je lijevanje pod vakumom ili pod argonom, povećava krhkost odljevaka. Ako konačna legura sadrži više od 0,1% dušika odljevci gube nešto od rastezljivosti.

Iako su različitog sastava legure na bazi kobalta imaju veoma slična svojstva. Treba naglasiti da tehnološki postupci rada s tim legurama mogu najviše utjecati na svojstva odljevaka. Posebno treba imati na umu da male količine ugljika, dušika i kisika, ovisno o načinu i uvjetima lijevanja, mogu jako mijenjati svojstva odljevka.

Temperatura topljenja, temperatura rastopljene legure, veličina i raspored zrnaca mogu više utjecati na konačna svojstva odljevaka nego sam sastav legure.

Razlog velike osjetljivosti tih legura na tehnološke postupke leži u tome što krom, silicij, molibden, kobalt i nikal u spoju s ugljikom stvaraju karbide. Koliko će se karbida

stvarati posebno ovisi o temperaturi topljenja, temperaturi lijevanja, brzini hlađenja i ostalim postupcima. Mogućnost da se greška u postupcima rada napravi je velika. Da se to ne dogodi tehnološke postupke obrade legura potrebno je provesti precizno.

Dentalne industrije nastoje proizvesti legure što boljih svojstava. Na tržištu se neprekidno pojavljuju nove legure. Komercijalni razlozi često u tome imaju veliku ulogu.

Kako bi se proizvodnja novih legura kontrolirala i spriječila primjena legura koje djeluju toksično, stvaraju preosjetljivost ili korodiraju neophodno je propisati standarde kojih se proizvođači moraju pridržavati. American Dental Association je godine 1982. revidirala specifikaciju br. 14 prema kojoj ukupna težina kroma, kobalta i nikla u leguri mora biti preko 85%. Ako je ukupna težina tih elemenata manja od 85% legura mora sadržavati najmanje 20% kroma. Ta specifikacija propisuje minimalne vrijednosti za rastezanje, čvrstoću smicanja i modul elastičnosti. Propisuje također standardiziranu metodu testiranja tih legura što omogućuje uspoređivanje rezultata i vrijednosti dobivenih u različitim ispitivanjima.

9.1.3. Mikrostruktura

Mikrostruktura svakog materijala osnovni je parametar kontrole svojstava. Ako se fizikalna svojstva nekog materijala promijene javljaju se i promjene u mikrostrukturi. I mala odstupanja od uvjeta manipulacije s legurama kobalta i kroma ili nikla i kroma izazivaju promjene mikrostrukture.

Tipična mikrostruktura kobalt-krom legura je dendritska s karbidnim jezgrama u obliku otočića.

Dendriti su gotovo nevidljivi, ali je nastanak karbidnih jezgara očigledan. Karbidi se mogu precipitirati na granicama zrna što se uočava kao zadebljanje na tom području. Stvaranje karbida veoma je teško kontrolirati pa je i kontrola fizikalnih svojstava legure otežana. U tim i sličnim strukturama karbidna jezgra predstavlja prepreku za kretanje dislokacije. Krom, kobalt i molibden mogu stvarati karbide.

Pri stvaranju karbida dolazi do povišenja čvrstoće i sličnih mehaničkih svojstava dok se postotak izduženja smanjuje. Smanjivanjem izduženja legura postaje manje rastezljiva od zlatnih legura što nije poželjno. Izduženje je manje kada se precipitacija karbida javlja kontinuirano duž granice zrnaca. Karbidne strukture djeluju kao jezgre koje povećavaju energiju potrebnu da se izazove fraktura, ali frakturne pukotine zaobilaze jezgru iz čega proizlazi veći postotak izduženja. Temperatura kalupa ne utječe značajno na precipitaciju

karbida, ali može utjecati na udaljenost izmedju čestica karbida, a samim time i povećati rastezljivost, osobito u lamelarnoj strukturi. Što je temperatura kalupa viša to je razmak izmedju čestica karbida veći.

Ako je lijevana konstrukcija djelomične proteze krhka pri pokušaju prilagodjavanja kvačice lako puknu, a mogu puknuti i ostali elementi proteze. Zbog toga je od velike važnosti odabrati sastav legure i tehnološke postupke rada koji povećavaju rastezljivost, a da se pri tome znatnije ne mijenjaju ostala poželjna svojstva odljevaka.

U praksi je teško kontrolirati mikrostrukturu odljevaka. Što je primijenjena temperatura taljenja viša i što je hlađenje odljevka brže lakše će se postići diskontinuirana struktura karbida. Kada je temperatura lijevanja previsoka može doći do reakcije metala i omotača što je razlog lošoj površinskoj strukturi odljevka.

9.2. GLAVNA FIZIKALNA SVOJSTVA

9.2.1. Temperatura taljenja i lijevanja

Sve legure općenito imaju odredjeno talište. Skrućivanje legure nakon lijevanja takodjer započinje na jednoj odredjenoj temperaturi.

Temperatura taljenja važno je svojstvo legure i od nje zavisi izbor aparatura u laboratoriju. Većina legura na bazi kobalta tali se na temperaturi višoj od temperatura taljenja zlatnih legura i nalazi se izmedju 1400 C i 1500 C. Samo Ticonium, nikal-krom legura tali se na 1275 C, a sve ostale legure tale se iznad 1300 C.

Za lijevanje zlatnih legura upotrebljava se uložna masa na bazi kalcijevog sulfata, a za lijevanje se može koristiti plamen plina i zraka pod pritiskom. Za taljenje kobalt legura koristi se smjesa kisika i acetilena i specijalne električne aparature. Optimalni rezultati taljenja i lijevanja legura dobivaju se korištenjem elektronske opreme koja kontrolira temperaturu, vrijeme lijevanja i ostale postupke, koji utječu na precipitaciju karbida i veličinu zrnaca.

Produženo grijanje ili previsoka temperatura za vrijeme taljenja i lijevanja oštećuju leguru. Ako se postupak lijevanja provede ispravno nešto legure uvijek ostane u tiglu. Kada se legura pregrije u tiglu ostaje malo legure. Nešto uložne mase ostane zalijepljeno za odljevak i mora se odstraniti pjeskarenjem. Samo one legure koje se tale na temperaturi nižoj od 1300 C

mogu se lijevati u uložnim masama na bazi kalcijeva sulfata, koje se koriste za lijevanje zlatnih legura.

Poroznost odljevaka kobalt-krom legura ista je kao i kod odljevaka drugih legura. Dodatno kod tih legura postoji velika opasnost inkluzije oksida i drugih inkluzija za vrijeme lijevanja.

Poroznost uslijed povratnog pritiska može se lako javiti pri lijevanju zbog nedostatnog oduška kroz model od uložne mase, pogotovo ako se upotrebljava uložna masa na bazi silicija. Posljedica je nepotpuno izliveni odljevak.

Da bi se plinovima komprimiranim ispred rastopljenog metala omogućilo istjecanje na pojedinim važnim mjestima voštanog predloška prije ulaganja postavljaju se vrlo tanki štapići za kanale za lijevanje

Svi nedostatci dentalnih odljevaka nisu površinske nepravilnosti, koje se lako mogu vidjeti. Poroznost odljevaka koja se nalazi na mjestima izloženim jakom opterećenju razlog je pucanja baš na tom mjestu. Tendencija stvaranja defekata poroznosti ovisi o veličini i obliku odljevka, o kanalima za lijevanje, o metalu i temperaturi taljenja u trenutku lijevanja. Stoga se s posebnom pozornošću mora izabrati način lijevanja, a sam postupak lijevanja svih dentalnih legura treba provesti veoma precizno.

9.2.2. Kontrakcija pri lijevanju

Nakon postupka lijevanja, legura se hladjenjem skrutnjava i njezin se volumen smanjuje. Do kontrakcije odljevaka dolazi zbog razlike izmedju temperature rastaljene legure i krute legure. Kontrakcija kobalt-krom legura javlja se za vrijeme skrutnjavanja. Obzirom na visoku temperaturu taljenja kontrakcija tih legura je veća od kontrakcije zlatnih legura. Različite legure imaju različite vrijednosti kontrakcije, a te se vrijednosti kreću od 2,13 do 2,4%. Taj se nedostatak neutralizira prikladnom masom za ulaganje. Što je površina odljevka veća u odnosu na njegov volumen to je kontrakcija manja. Na kontrakciju utječe i širina lijevnih kanalića. Što je promjer lijevnih kanalića veći to je kontrakcija pri lijevanju veća.

Pri lijevanju velikih odljevaka na kontrakciju može utjecati čvrstoća uložne mase. Kod odljevaka nepravilnog oblika kontrakcija pri lijevanju se može smanjiti upotrebom čvrstog omotača uložne mase u usporedbi s kontrakcijom koja se javlja kod mekane uložne mase. Pretpostavlja se da je tome razlog veća otpornost tvrde uložne mase prema ranoj kontrakciji, nego što je to slučaj kod mekane uložne mase.

9.2.3. Gustoća

Gustoća legura na bazi kobalta kreće se izme|u 7 i 8 g/cm^2 što je polovica vrijednosti gustoće zlatnih legura. Gustoća je indikator specifične težine. Te legure su lagane što je njihova prednost za izradu konstrukcija gornjih djelomičnih proteza. Posebno je to važno ako je konstrukcija veća pa time i teža pa može dodatno opterećivati uporišne zube.

Kobalt-krom legure dobar su vodič topline. Ne reagiraju na prisutnost ostalih metala i legura u ustima i ne stvaraju galvanski članak.

9.3. MEHANIČKA SVOJSTVA

9.3.1. Tvrdoća

Tvrdoća je otpornost nekog materijala prema prodiranju stranog tijela. Ona je mjera otpora materijala prema deformaciji ili opterećenju. Tvrdoća nije osnovno svojstvo materijala nego ovisi o svojstvu eleastičnosti i plastičnosti. Postupci zagrijavanja ili mehanička obrada često mogu izazvati promjenu tvrdoće metala ili legure.

Za mjerenje tvrdoće najčešće se koristi neki od četiri testa: Brinellov, Vikersov, Rockvellov ili Knoopov test. Svi se zasnivaju na mjerenju trajnog deformiranog utisnuća nakon prestanka djelovanja sile.

Male razlike u sastavu legura na bazi kobalta imaju utjecaja na njihovu tvrdoću. Po Brinellu tvrdoća kobalt-krom legura iznosi oko 360 kg/mm^2. Po Vickersu te vrijednosti se kreću od 340-380 kg/mm^2. Za usporedbu tvrde zlatne legure za izradu konstrukcija djelomičnih proteza imaju vrijednosti tvrdoće po Vickersu od 220-250 kg/mm^2. Kobalt-krom legure su za jednu trećinu tvrdje od zlatnih legura, koje se upotrebljavaju za istu svrhu. To omogućuje izradu manjih i tanjih baza proteza i ostalih elemenata. Medjutim, radi velike tvrdoće te se legure teže obradjuju. Teško ih je rezati, brusiti i polirati. Otporne su na oštećenja. Njihova visoka tvrdoća zahtijeva upotrebu posebne opreme za obradu i poliranje. Nakon mehaničke obrade i poliranja provodi se elektropoliranje. Elektrolitsko poliranje provodi se na principu galvanizacije pri čemu konstrukcija nadomjestka služi kao anoda. Elekropoliranjem se dobije glatka i sjajna površina nadomjestka.

Velika tvrdoća legura kobalta u usporedbi s tvrdoćom cakline može dovesti do abrazije uporišnih zuba. Uslijed visokog modula elastičnosti može doći do oštećenja površine zuba opetovanim stavljanjem i skidanjem proteze. Greškama u postupcima obrade legure otvrdnjavaju. Zbog toga, bez obzira na stupanj rastezljivosti, prilagodjavanje kvačica je otežano. Kao posljedica češćeg prilagodjavanja materijal se napreže i otvrdnjava. Tako promijenjene kvačice mogu puknuti u funkciji ili pri pokušaju ponovne aktivacije. Malim povećavanjem postotka rastezljivosti mogućnost prilagodjavanja kvačica, bez opasnosti pucanja, se povećava. Kako je čvrstoća tih legura veoma velika umjereno povećanje njihove rastezljivosti se može tolerirati.

9.3.2. Čvrstoća

Čvrstoća je otpornost krutog materijala prema plastičnoj deformaciji i lomu. Ona u sebi sadrži niz mehaničkih svojstava kao što su: granica viskoziteta, koeficijent očvršćenja, vlačna čvrstoća i otpornost prema savijanju.

Čvrstoća metala najbolje se karakterizira granicom tečenja i koeficijentom očvrsnuća. Značajke čvrstoće ovise o prirodi atomskih veza u kristalima i o njihovim defektima.

9.3.3. Čvrstoća smicanja (savijanja)

Čvrstoća smicanja (snaga iskorištenja) indikator je veličine sile (stresa) potrebne da izazove trajnu deformaciju u gradji. To je svojstvo koje služi za označavanje kada će se pojaviti trajna deformacija. To je osobito važno svojstvo materijala za izradu djelomičnih proteza, posebno kvačica, podjezičnih lukova i malih spojki. Ukoliko bi to svojstvo izostalo kvačice bi pri pokušaju aktiviranja pucale.

9.3.4. Vlačna čvrstoća

Vlačna čvrstoća neplemenitih metalnih legura za baze manje je podložna promjenama od drugih svojstava kao na primjer od rastezanja. Konačna vlačna čvrstoća varira, a njezine

vrijednosti kreću se od 640 MN/m^2 do 825 MN/m^2. Tvrde zlatne legure za izradu djelomičnih proteza imaju slične vrijednosti vlačne čvrstoće.

9.3.5. Izduženje-rastezljivost

Rastezljivost je važno svojstvo legure. Postotak rastezljivosti indikator je relativne krhkosti ili gipkosti nadomjestaka. Rastezljivost i konačna vlačna čvrstoća utječu na žilavost svakog materijala. To svojstvo posebno dolazi do izražaja pri izradi kvačica na djelomičnim protezama.

Poželjno je da legure iz kojih se izradjuju kvačice imaju dobro izraženo svojstvo rastezljivosti i vlačne čvrstoće kako bi bile žilavije i ne bi pucale pri aktiviranju. Treba znati da i mala mikroporoznost legure značajno mijenja njezinu rastezljivost dok na ostala svojstva utječe u manjoj mjeri. Utjecaj mikroporoznosti na čvrstoću savijanja, modul elastičnosti i zateznu čvrstoću prilično je ograničena.

Postotak izduženja legure u velikoj mjeri ovisi o uvjetima lijevanja. Stoga je neobično važno kontrolirati temperaturu taljenja i lijevanja tih legura.

9.3.6. Modul elastičnosti

Modul elastičnosti je konstanta proporcionalnosti, koja povezuje naprezanje i izduženje do granice proporcionalnosti. Modul elastičnosti (Youngov modul) je indeks postojanosti materijala.

Modul elastičnosti važno je svojstvo konstrukcijskih materijala koji se upotrebljavaju u stomatologiji. Što je vrijednost modula elastičnosti viša to će izlivena konstrukcija djelomične proteze ili drugog nadomjestka biti kruća i manje savitljiva.

Legure s visokim modulom elastičnosti omogućuju izradu nadomjestaka manjih dimenzija. Smanjivanjem debljine nadomjestak postaje lakši. Kruta i nesavitljiva baza proteze omogućuje ravnomjernu raspodjelu žvačnog i izvanžvačnog opterećenja na uporišne zube i tkiva ležišta.

Modul elastičnosti neplemenitih metalnih legura najmanje dva puta je viši od modula elastičnosti dentalnih zlatnih legura. To je veoma važno svojstvo, koje moraju imati metalne legure za djelomične proteze i druge nadomjestke.

Vrijednost modula elastičnosti dentalnih kobalt-krom legura iznosi oko 228 GN/m^2, vrijednost za nikal-krom legure iznosi 186 GN/m^2. Modul elastičnosti dentalnih zlatnih legura tip IV iznosi 90 GN/m^2.

9.4. PLEMENITI ČELIK

Uz stomatologiju ga spominje Hauptmayer godine 1919. Glavne odlike su mu tvrdoća, čvrstoča, dobra toplinska provodljivost i postojanost boje. Otpornost na koroziju je bolja od zlatnih legura uz učešće ugljika manje od 0,07%.

Nedostaci su: visok stupanj taljenja uz kisik i plin i osjetljivost na žarenje na zraku zbog gubitka antikorozivnog svojstva.

Pojavljuju se pod komercijalnim imenima : Wipla, remenit i contracid a primjenjuju se za : baze djelomičnih i potpunih proteza, kvačice žica (Wipla uz silicij) promjera 0.7, 0.8, 0.9, 1.0 mm, krunice i mostove.

Pri složenoj obradi mogu nastati i greške zbog dimenzijskih promjena, raznih oštećenja baze zbog gubitka detalja ili nejednake debljine ploče.

Toplinska obrada čelika postiže se lijevanjem, varenjem i lemnjenjem. Za lijevanje su potrebne kockice koje se tale na temperaturi od 1350 –1450 ˚C bez prisustva kisika.

Hladna obrada postiže se prešenjem i savijanjem.

Komercijalni oblici su kockice za lijevanje, lim za prešanje i žice za savijanje.

9.5. TITAN

Titan je koristan zamjenski materijal za kobalt krom legure pri izradi baza djelomičnih i potpunih proteza, krunica i mostova. Mehanička svojstva slična su jako tvrdim zlatnim legurama. Visoka rezistencija na koroziju, kompatibilnost s tkivima usne šupljine i cijelog organizma te niska cijena, atributi su koji mu svakim danom proširuju primjenu u stomatologiji.

LITERATURA

1. Barclay CW, Walmsley AD. Fixed and removable prosthodontics. Edinburgh, London: Churchill Livingstone, 1998.
2. Combe EC. Notes on dental materials. Edinburgh-London-Melbourne-New York: 1986.
3. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials: Properties and manipulation. St. Louis: Mosby, 2000.
4. http://dental.columbia.edu/class_sites/sdas2006/class/prostho/alloys.pdf
   Bitzer BW. Physical properties of dental alloys.
5. http://www.brooks.af.mil/dis/DMNOTES/prosalloys.pdf
   Dental alloys used in Prosthodontics. Based information about metals and alloys.
6. Marxkors R. The partial denture with metal framework. Bremen: BEGO Bremner Goldschlägerei W. Herbst GmbH & Co., 1984.
7. McCabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. 8th Ed. Oxford: Blackwell, 2003.
8. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Chicago: Quintessence Publ. Co, Inc., 1997.
9. Smith BGN, Wright PS, Brown D. The clinical handling of dental materilas. Bristol: Wright, 1986.
10. Stananought D. Laboratory procedures for full and partial dentures. Oxford: Blackwell, 1978.
11. White GE, Johnson A. Dental technology. London: Mosby-Wolfe, 1997.

10. POLIMERI I POLIMERIZACIJA

Vjekoslav Jerolimov

Razni materijali, poput drveta, slonovače, keramike, metala i kaučuka, proteklih su stoljeća korišteni za izradbu mobilnih i fiksnih zubnih proteza. Svi navedeni materijali, imali su brojne nedostatke koji su ograničavali njihovu uporabu.

Istraživanjima Otta Röhma godine 1901. započinje razvoj polimera na osnovi akrilne i metakrilne kiseline, koji se postupno sve više upotrebljavaju u raznim granama industrije. Međutim, smatra se da je uopće prvu kemijsku reakciju polimerizacije u laboratoriju proveo berlinski apotekar Eduard Simon godine 1839., dok su 30–tih godina 20. stoljeća uslijedili mnogi pokusi sinteze raznih drugih polimera.

Novosintetizirani materijal poli(metil-metakrilat) nazivaju "organskim staklom", a zbog svojih kvaliteta počinje njegova uporaba u stomatološkoj protetici. Npr., u Sjedinjenim američkim državama, godine 1946., više od 60% svih proteznih baza bilo je izrađeno od poli(metil-metakrilata).

Brojna su svojstva, inače propisana svjetskim standardima, koja moraju posjedovati akrilatne smole za primjenu u stomatološkoj protetici. Tu spadaju mehanička svojstva poput elastičnosti, čvrstoće, tvrdoće i dr. Fizikalno kemijska svojstva uključuju netopljivost materijala u usnoj šupljini kao i slabu difuziju njegovih sastojaka u okolno tkivo, malu apsorpciju vode, malu specifičnu težinu, neutralni okus i miris, te dimenzijsku stabilnost. Jedan od temeljnih zahtjeva je biokompatibilnost poliakrilata s tkivom usne šupljine. Estetska svojstva akrilatnih smola vrlo su prihvatljiva. One posjeduju i dobra radna svojstva; bezopasne se pri obradi i upotrebi, jednostavno se pripremaju i oblikuju, imaju dobra adhezijska svojstva s metalom i keramikom, a tijek polimerizacije se odvija s visokim iskorištenjem. Posebno je važno da količina ostatnog (rezidualnog, neispolimeriziranog) monomera bude zanemarljivo mala. Akrilatne smole imaju i prihvatljivu cijenu. Ove umjetne smole, kao i postupci njihovog polimeriziranja, modificirani su tijekom zadnjih godina, sa svrhom poboljšanja fizikalnih i radnih svojstava. To se postiže dodatkom kemijskih tvari i novijim načinima polimerizacije kao što je primjena mikrovalne energije i vidljivog svjetla. Jedan od značajnijih čimbenika koji određuju svojstva je struktura akrilatnih smola. Struktura smola ovisi o postupku polimeriziranja (otvrdnjavanja) kao i o uvjetima kojima je smola

izložena kao zubni nadomjestak u usnoj šupljini tijekom korištenja. Razvojem spektroskopskih i dr. tehnika, te posebice magnetske rezonancije, omogućuje se bolje analiziranje i razumijevanje odnosa svojstava i strukture polimernih materijala za protetsku namjenu, a time i poboljšanje njihove upotrebne vrijednosti.

Široka proizvodnja i uporaba sintetskih materijala, te činjenica da je godine 1979. proizvodnja polimera premašila proizvodnju čelika, govori o tome da je započelo novo tehnološko razdoblje. Stoga je 20 stoljeće nazvano: "polimerno doba" .

Današnja zastupljenost polimera u svakodnevnom životu zauzima široke razmjere, npr., od izradbe ambalaže, izgradnje svemirskih letjelica do nadomjestaka u ljudskom organizmu itd.

10.1. STRUKTURA I KLASIFIKACIJA POLIMERA

Kemijski spojevi velikih molekulskih masa nazivaju se makromolekulama, a ukoliko se sastoje od istovrsnih ponavljanih jedinica, nazivaju se polimerima, što dolazi od grčke riječi *poly* – više i *meros* - dio.

Broj ponavljanih jedinica neke polimerne molekule naziva se stupanj polimerizacije (DP - *degree of polymerization*). Kemijsko-fizikalna svojstva polimera određena su stupnjem polimerizacije. Tako su polimeri s manjim stupnjem polimerizacije viskozne kapljevine ili lako taljive krutine, te se nazivaju oligomeri. Polimeri s većim stupnjem polimerizacije i molekulskim masama stvaraju čvrste krutine.

Polimeri se klasificiraju prema podrijetlu na prirodne polimere, kao što su škrob, celuloza, svila, kaučuk i vuna. Toj skupini pripadaju i biopolimeri od kojih su izgrađeni živi organizmi, te na sintetske polimere.

Sintetski polimeri se dijele prema kemijskoj reakciji dobivanja na stupnjevite (kondenzacijske) i lančane (adicijske).

Postoji također podjela prema oblicima polimernih lanaca na linearne, granate i umrežene koji mogu nastati povezivanjem dvaju ili više linearnih lanaca.

Polimeri sastavljeni od istovrsnih ponavljanih kemijskih jedinica nazivaju se homopolimeri, a ukoliko sadrže dvije ili više različitih kemijskih jedinica nazivaju se kopolimeri.

Prema načinu vezanja monomernih jedinica kopolimeri mogu biti:

Statistički kopolimeri koji imaju ponavljane raznovrsne jedinice nepravilno raspoređene:

- A - A - B - A - B - B - A - B -

Alternirajući kopolimeri imaju ponavljane jedinice naizmjence raspoređene u pravilnom rasporedu:

- A - B - A - B - A - B - A - B - A -

Blok kopolimeri imaju jedinice koje se ponavljaju u obliku blokova:

- (A - A - A - A - A) - (B - B - B - B - B) –

Cijepljeni kopolimeri sastoje se od osnovnog lanca na kojeg je postranično vezan lanac sastavljen od drugih monomernih jedinica:

```
        B
        I
        B
        I
- A - A - A - A - A - A - A - A - A - A - A - A -
                                I
                                B
                                I
                                B
                                I
                                B
                                I
```

10.2. POLIMERI AKRILNE I METAKRILNE KISELINE

U protetici je važno poznavati polimere na bazi akrilne i metakrilne kiseline, odnosno estera ovih kiselina.

Poliakrilna te polimetakrilna kiselina strukturom i svojstvima su vrlo slični homopolimeri. Dobro su topljive u vodi i nižim alkoholima, dok su netopljive u organskim otapalima.

poli(akrilna kiselina) poli(metakrilna kiselina)

One nastaju polimerizacijom monomera i njihovih metalnih soli uz inicijatore koji također moraju biti topljivi u vodi poput amonijevog persulfata.

Brzina kojom se odvija polimerizacija te molekulska masa nastalog polimera ovise o pH mediju.

10.3. POLI (METIL-METAKRILAT) (PMMA)

PMMA, kao kemijski postojani polimer, osobito prema oksidacijskoj razgradnji i djelovanju svjetla, kiselina i lužina, koristio se kao zaštitni premaz sve do tridesetih godina 20. stoljeća, kada Otto Röhm razvija postupak proizvodnje blokova tzv. pleksiglasa koji se kasnije koristi za ostakljivanje zgrada, u automobilskoj industriji, za izradu instrumenata, rasvjetnih tijela, namještaja i sl.

$$
\begin{array}{c}
CH_3 \\
| \\
(- CH_2 - C -)_n \\
| \\
COOCH_3
\end{array}
$$

Molekula poli(metil-metakrilata)

Poli(metil-metakrilat) je amorfan polimer, prvenstveno zbog svojih linearnih makromolekula. Amorfan poli(metil-metakrilat) je velike prozirnosti i propušta 93% bijelog i 75% ultra-ljubičastog svjetla. Odlikuje se iznimno dobrom mogućnošću obrade, te postojanošću oblika, osobito na djelovanje atmosferilija, kisika i svjetla. Mehanička svojstva prvenstveno ovise o molekulskoj masi, te udjelu omekšivača. Nazočnost polarnih esterskih skupina povećava međumolekulske sile koje doprinose čvrstoći i površinskoj tvrdoći poli(metil-metakrilata). Te kvalitete ga čine boljim od stakla, pa je dobio naziv "organsko staklo".

Kao negativna svojstva potrebno je spomenuti krtost, zapaljivost te prilične količine ostatnog monomera koje ovise o vrsti provedene polimerizacije, a one se kasnije ogledaju u trajnosti i kvaliteti gotovog proizvoda. Prigodom prerade potrebno je provoditi polagano hlađenje gotovih predmeta od PMMA, kako bi se izbjegle unutarnje napetosti materijala.

Reakcija polimerizacije se provodi uz radikalne inicijatore, postupcima u suspenziji i masi. S porastom konverzije znatno rastu brzina reakcije i molekulska masa nastalog polimera. Inicijator reakcije je najčešće benzoil-peroksid, a kao regulator dodecil-tiol, kojim se ograničava relativna molekulska masa polimera na 20.000-35.000, jer se prerađevine većih molekulskih masa teško obrađuju.

Poli(metil-metakrilat) se u industriji prerađuje prešanjem, ekstrudiranjem, zavarivanjem, ultrazvukom i sl. Primjena mu je svakodnevna; od građevinarstva, autoindustrije, izradbe raznih uređaja, te u stomatologiji za izradu protetskih izradaka.

10.4. TIJEK POLIMERIZACIJE

Polimerizacija je kemijska reakcija u kojoj monomeri (male molekule) međusobnim kovalentnim povezivanjem tvore makromolekule.

Nezasićeni monomeri polimeriziraju mehanizmom lančanih reakcija. Lančana polimerizacija se sastoji od tri faze: inicijacije, propagacije i terminacije.

Inicijacija se može izvesti na više načina, npr. toplinskim zagrijavanjem, elektromagnetskim valovima (mikrovalovi, svjetlo i dr.), kemijskim tvarima (hladna polimerizacija), pri čemu nastaju slobodni radikali. Pri toplinskoj razgradnji nije moguće kontrolirati količinu novonastalih slobodnih radikala.

Nastali radikal reagira s monomerom, a reaktivna skupina ili slobodni radikal pomiće se na kraj lanca. Lanci rastu relativno brzo uz konstantu brzinu propagacije.

S porastom koncentracije makroradikala za vrijeme trajanja polimerizacije događaju se bimolekulne reakcije novonastalih radikala koji dovode do zaustavljanja ili terminacije same polimerizacije.

10.5. UMREŽAVANJE

Umrežavanje je postupak povezivanja susjednih polimernih lanaca polivalentnim vezama putem polifunkcionalnih monomera ili djelovanjem zračenja, pri čemu nastaju polimerne mreže. Za umrežavanje akrilatnih polimera koji se primjenjuju u stomatologiji najčešće se koriste polifunkcionalni monomeri kao na pr. dimetakrilati etilenglikola, heksametilglikola, trietilenglikola, 1,4-butandiola i dr. Dimetakrilati s dvije dvostruke veze u molekuli omogućuju nastajanje umreženih akrilata. Tako nastale smole imaju poboljšana mehanička svojstva, a smanjuje se i absorpcija vode. Umrežavanjem se smanjuje i topljivost polimera u organskim otapalima.

Umreženi polimeri bubre u odgovarajućem otapalu, odnosno omekšavaju. S povećanjem koncentracije umreživača smanjuje se i volumen nabubrenog akrilata. Umrežavanjem dolazi do povišenja stakliśta smole ($\mathbf{T}_g$), i tališta ($\mathbf{T_m}$). Obično se u poli(metil metakrilat), koji se primjenjuje u protetici, dodaju veoma male količine umreživača (4-8%).

10.6. RAZGRADNJA POLIMERA

U primjeni polimernih materijala osobito je važno poznavati procese njihove razgradnje i kako ona utječe na promjenu svojstava, te kako ih usporiti.

Razgradnja polimera je postupak kojim dolazi do promjena njegovih početnih svojstva. Dijeli se na ubrzane i dugotrajne razgradnje koji se još nazivaju starenjem. Starenjem polimer gubi svoja mehanička i kemijska svojstva, mijenjajući boju i izgled. Postupci razgradnje su posljedica promjene matrice polimernih molekula, njihovih veličina, stupnja umreženja i pokrajnjih skupina. Promjene ovise o vrsti polimera, te zbog toga nemaju jednaki tijek i brzinu degradacije, a mogu biti izazvane različitim utjecajima: oksidacijskim, toplinskim, mehaničkim, kemijskim, radijacijom ili, često, kombinacijom više njih.

LITERATURA

1. Al Doori D, Huggett R, Bates JF. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. Dent Mater 1988; 4:25-32.
2. Al-Mulla MAS, Huggett R, Brooks SC. Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. Dent Mater 1988; 4:197-200.
3. Barclay CW, Walmsley AD. Fixed and removable prosthodontics. Edinburgh, London, Melbourne, New York, Tokyo: Churchill Livingstone, 1998.
4. Brandrup J, Immergut EH. Polymer handbook. 3rd Ed. New York: J. Wiley & Sons, 1989.
5. Combe EC. Notes on dental materials. Edinburgh, London, Melbourne, New York: Churchill Livingstone, 1986.
6. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials. 7th Ed. St. Louis: Mosby, 2000.
7. Dyer MRY, Roberts BJ. Notes on prosthetic dentistry. London: Wright, 1989.
8. Janović Z. Polimerizacije i polimeri. Zagreb: Hrvatsko društvo kemijskih inženjera i tehnologa, 1997.
9. Mutlu G, Harrison A, Huggett R. A history of denture base materials. QDT Yearbook 1989; 145-151.
10. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Publ. Co, Inc., 1997.

11. Smith BGN, Wright PS, Brown D. The clinical handling of dental materials. Bristol: Wright, 1986.
12. White GE, Johnson A. Dental Technology. London: Mosby-Wolfe, 1997.

11.POLIMERI U FIKSNOJ PROTETICI

Denis Vojvodić i Biserka Lazić

11. 1. POLIMERNI MATERIJALI ZA FASETIRANJE (D. Vojvodić)

11.1.1. Usporedba materijala za fasetiranje

Od ponovnog uvođenja metalne keramike u stomatološku protetiku šezdesetih godina prošlog stoljeća broj ovako fasetiranih protetskih radova znatno se povećao. Ali ipak ne toliko kao što se misli. Neke studije pokazuju kako su metalnokeramički radovi zastupljeni u 38% slučajeva u sveukupnom broju fasetiranih protetskih radova, te da metalnokeramički radovi nisu toliko raširenі kakvo je općeprihvaćeno mišljenje.

Fasete izrađene od keramičkih materijala nedvojbeno pokazuju nekoliko prednosti prema polimernim. Kao prednosti keramike obično se ističu bolja reprodukcija i postojanost boje, viša translucentnost, te mogućnost izradbe faseta bez retencije u (primarne) i na (sekundarne) metalu protetske konstrukcije. Već tvrdoća keramike i posljedično, jedva spomena vrijedno, abrazivno trošenje, omogućuju dobre estetske rezultate nepromjenljive za duže razdoblje. Uz to i malen postotak lomova faseta od svega 2-3% vodi k dugotrajnim protetskim radovima. No, ako takva faseta pukne, tada je slaba mogućnost popravka u ustima, što je vrlo loša karakteristika keramike.

Iz ove napomene proizlaze i neke kontraindikacije za keramiku kao što su npr. izrazito duboki zagriz ili pak bruksizam. Kako je keramika vrlo osjetljiva na udarce tj. krhka treba razmisliti o njenoj uporabi kod pacijenata koji se bave određenim športovima (borilačke vještine, itd.).

Izrazito visoku ocjenu zaslužuje biokompatibilnost keramike s osobitim osvrtom na malo taloženje plaka. Iako se temeljem iznesenog može zaključiti kako metalnokeramički radovi pokazuju mnoge prednosti, neka indikacijska područja su predodređena za polimerima fasetirane protetske konstrukcije. Ovdje na prvom mjestu treba napomenuti kombinirane

(fiksno-mobilne) protetske radove. Kod djelomičnih mobilnih proteza uvijek se prigodom žvakanja javljaju napetosti koje se prenose na fiksnoprotetske radove, a osobito ako su radovi međusobno povezani preciznim elementima kao što su razni pričvrstci (etečmeni), prečke, frezani elementi, teleskopske i konusne krunice. Napetosti tada izazivaju opterećenje koje djeluje protiv veze metala i fasete krunice, tj. protiv njihove međusobne veze i time olakšavaju otpadanje fasete. Budući se keramička faseta u slučaju puknuća može samo nepotpuno, a uz to i vrlo skupo popraviti, pri ovim indikacijama prednost se daje polimerima fasetiranim radovima. Na taj se način, zahvaljujući mogućnosti popravka polimera u ustima, ovi skupi i zahtijevni radovi mogu u slučaju loma fasete popraviti u ustima.Time se omogućuje dugotrajnija estetska i funkcionalna uporaba ovakvih radova što zadovoljava zahtjev o ekonomičnosti.

Pored već navedenih razloga, uporabi napečene keramike za precizne protetske radove stoje na putu i teškoće vezane uz tehničku stranu radnog postupka. Naime, oksidni sloj stvoren s unutrašnje strane krunice prilikom pečenja keramičkih slojeva može činiti probleme prilikom namještanja. To posebice dolazi do izražaja kod unutrašnje plohe vanjske teleskopske ili konusne krunice, jer ako se oksidni sloj odstrani pjeskarenjem povečava se zazor između vanjskog i unutarenjeg teleskopa. Stoga je upitno može li vanjski teleskop nakon pečenja keramičkih slojeva, i posljedične oksidacije unutrašnje plohe pružiti prihvatljivu točnost nalijeganja. Ovi problemi opisani na primjeru teleskopskih krunica vrijede i za ostale osobito precizne protetske radove. Upravo iz tih razloga, za fasetiranje konstrukcijskih elemenata protetskih radova na skidanje u većini slučajeva uporabljuju se polimerni materijali.

Pored ove "klasične" indikacije za polimerne fasete, kontraindikacija za keramiku je i ekstremno sniženi zagriz kada nema dostatnog mjesta za keramičku masu u dovoljno čvrstom sloju. Iz navedenog razloga, a i financijskih troškova, polimerne fasete se mogu izrađivati i na protetskim radovima u distalnoj regiji, no pri tome samo s vestibularne strane.

Može se zaključiti da polimerni materijali za fasetiranje i dalje zadržavaju svoja indikacijska područja, no neprikladni su kao materijal za okluzijske i artikulacijske plohe protetskih radova. Upravo spomenuto ograničenje uporabe polimera zasniva se na poznatim nedostacima ovog materijala, koji su u prošlosti bili često zanemarivani, i stoga doveli do nezadovoljavajućih kliničkih rezultata. No polimerni materijali su posljednjih godina

usavršavani isto kao i njihova obradba, tako da neki autori jedva vide razliku u odnosu spram keramike.

Kvaliteta, podnošljivost i dobra mogućnost obradbe nekog polimera za fasetiranje mogu se dokazati tek nakon dugotrajnijeg rada s tim materijalom i višegodišnjeg "testa" u ustima. Tako se novi, abrazivno manje osjetljivi polimeri, tek dokazuju kako bi ušli u široku praksu. I pored svih poboljšanja, nepostojanje kemijske veze između polimera i metalne podloge jedan je od najvećih prigovora ovim estetskim materijalima.

11.1.2. Svojstva polimera za fasetiranje

Pojam estetskog nadomjestka poistovjećujemo s oponašanjem prirodnih zuba kako oblikom tako i bojom, što se postiže oblaganjem nosive metalne konstrukcije estetskim materijalom, keramikom ili polimerom. No za postizanje zadovoljavajuće boje, koja se odabire odgovarajućim ključem (lepezom) boja za svaki materijal, potrebito je neutralizirati boju metalne konstrukcije temeljnim slojem tzv. opakerom. Opaker se sastoji obično od dvije komponente, tekućine i praha, koje se miješaju u točno propisanom omjeru (najčešće 1:1) kako bi se postigla homogena tekuća smjesa koja se kistom nanosi na metalnu podlogu (u jednom ili više slojeva) i potom polimerizira. Tekućina opekera ujedno djeluje i kao adheziv pri čemu se nastoji postići povezivanje s oksidima metalne površine (Van der Waalsove sile, vodikove veze). Opaker može biti i jednokomponentan, u već zamješanom tekućem stanju, što svakako olakšava posao i smanjuje mogućnost pogreške zubotehničara. Opaker može polimerizirati tlačno-toplinski u vodenoj kupelji, obično pri temperaturi od 120°C i tlaku od 6 Bara, ili pak svjetlosno u aparatu za svjetlosnu polimerizaciju valne dužine izvora svjetlosti najčešće od 300-520 nm. Dužina trajanja polimerizacije ovisi o materijalu, broju slojeva i uporabljenom aparatu za polimerizaciju. Nakon polimerizacije opakerskoga sloja postavlja je polimerni materijal željene boje, danas najčešće dobavljan u štrcaljkama ili posudicama, koji se kao gotov materijal plastičnim instrumentima za modelaciju oblikuje u željene oblike faseta, kako bi se i oblikom oponašali prirodni zubi. Zatim se materijal polimerizira u istim aparatima kao i opakerski materijal, tj. tlačno-toplinski ili svjetlosno, obrađuje glodalima (frezama) i polira.

Abrazijska otpornost polimera

Otpornost na abraziju polimernih materijala za fasetiranje retrospektivno se često ocjenjuje kao nezadovoljavajuće. Poboljšanja u tehnologiji polimerizacije (tlačno-toplinska polimerizacija, svjetlosna polimerizacija) i sastavu polimernih materijala, povećanje udjela i smanjenje čestica mikropunila, donijeli su poboljšanja, no u kliničkoj praksi i dalje se viđaju defekti na polimernim fasetama nastali tijekom uporabe kao posljedica žvakanja. Opseg tih defekata ovisi o fasetiranoj plohi (okluzalna ili vestibularna), individualnom tipu žvakanja i sastavu hrane. Defekti nastaju na fasetama i kao posljedica četkanja zuba slično kao klinasti defekti na prirodnim zubima. Često se protežu cervikalno preko nekoliko protetskih članova, kao i preko susjednih prirodnih zuba. Za abrazijsku otpornost polimera značajan je sastav polimernog materijala za fasetiranje koji se dijeli na dva osnovna dijela:

1) organskog matriksa, što je nekada najčešće bio polimetilmetakrilat, a danas su to najčešće ugljikovodični lanci slični Bowenovoj formuli,
2) anorganski materijali za punjenje, pretežno SiO_x, Al_2O_3, K_2O, Na_2O i dr. Anorganskim punilima postižu se bolja mehanička, fizikalna i kemijska svojstva polimera,a mogu biti različite veličine čestica, po čemu su polimeri za fasetiranje podijeljeni na: makropunjene, mikropunjene i hibridnopunjene.

U suvremenim materijalima za fasetiranje povećan je udio anorganskih punila na čak oko 70% (težinski) koje pretežito čine čestice silicijeva dioksida i barij-aluminij-silikatnog stakla čija prosječna veličina zrna ne prelazi 1μm. Ove čestice se prije ugradnje u organski matriks dodatno silaniziraju tj. na njih se nanosi sloj silanskog veznog posrednika koji se s jedne strane silicij-kisikovim (Si-O) vezama povezuje s česticama punila, a s druge strane s organskim radikalima organskoga matriksa i na taj način pojačava njihova veza s organskim matriksom.

Kao organski matriks služe metakrilni esteri, visoko umreženi, oblika organskoga stakla, i čini oko 30% (težinski) suvremenog polimernog materijala za fasetiranje. Najmanje otporan na abraziju je upravo organski matriks koji najprije biva erodiran. Tvrde anorganske čestica za punjenje slabo abradiraju, no organski matriks oko čestice biva erodiran, anorganska čestica sve više ogoljuje dok napokon ne ispadne iz organskoga matriksa. Ovaj proces uvelike utječe na povećanje dubine površinske hrapavosti što za posljedicu ima pojačano taloženje plaka i diskolorizaciju faseta.

Tako su klinička istraživanja pokazala kako poslije 5 godina uporabe oko 5% međučlanova u mosnim konstrukcijama i 10% krunica ima vidljive metalne retencijske elemente kao posljedicu abrazije.

Novorazvijeni kompozitni materijali sa silaniziranim hibridnim anorganskim punilima koja ostvaruju bolju svezu s organskim sastavnim dijelovima trebaju pokazati bolju abrazijsku otpornost. Neki autori smatraju abrazivnu otpornost ovih kompozita tako dobrom da ih preporučuje i za okluzalno fasetiranje, navodeći da su po abrazijskoj otpornosti vrlo slični prirodnoj caklini. No potrebite su dugogodišnje kliničke studije s pozitivnim rezultatima kako bi ti materijali mogli općenito prihvatiti za okluzalno fasetiranje protetičkih radova većih raspona.

Biokompatibilnost

U svrhu ocjenjivanja ove karakteristike služimo se kliničkim, histološkim i mikrobiološkim metodama. U svim navedenim ispitivanjima polimerni materijali pokazuju slabije rezultate od alternativnih materijala: keramike i lijevanih legura. Istraživanja provedena pomoću plak-indeksa (Silness i Loe) i indeksa krvarenja iz sulkusa (Muhlemann i Son) pokazuju lošije vrijednosti polimernih materijala od poliranih metalnih površina. Najbolje pak vrijednosti postižu se uporabom keramike.

Analiza histoloških nalaza sluznice ispod tijela mosta pokazuje najaču upalu upravo ispod polimerima fasetiranih mostova. Tamo je broj polimorfonuklearnih leukocita, monocita i limfocita znatno povišen u odnosu prema istim mjestima ispod metalnih i keramičkih međučlanova, a pojačana prokrvljenost karakteristična je za prisutnu kroničnu upalu. Mikrobiološkim testovima također se može dokazati pojačano naseljenje bakterija na polimernim materijalima u usnoj šupljini.

Razlozi ovako loše podnošljivosti polimernih materijala su raznovrsni. Glavni su razlozi loša sposobnost poliranja i poroznost, a i površinska hrapavost kao posljedica premale otpornosti na abraziju. Ovi razlozi pospješuju taloženje mikrobijalnog plaka s posljedičnom upalom okolnoga tkiva.

Stvaranje optimalnih higijenskih uvjeta otežava i bakterijska kontaminacija granične pukotine na spojnoj površina metala i polimera zbog nepostojanja kemijske sveze.

Predimenzionirane fasete također uzrokuju iritaciju i slabe higijenske uvjete u području marginalne gingive. Osim neadekvatnim radom zubotehničara, predimenzioniranje faseta uvjetovano je djelomice polimernim materijalom i retencijskim perlicama i mrežicama. Naime, slično kao i kod napečene keramike i kod polimernih materijala postoji potreba minimalne debljine sloja, kako bi se osigurala čvrstoća i vjernost reprodukcije boja, koja iznosi oko 1,5 mm. Ako se i reducira debljina retencijskih perlica (sekundarna retencija) s uobičajenih 0,4 mm ili 0,6 mm poprečnog presjeka do polovice perlice (do ekvatora, tj. na podminirani dio koji retinira polimerni materijal), javlja se potreba za 0,2-0,4 mm prostora. Kako bi metalna konstrukcija krunice izrađene od plemenitih legura bila čvrsta mora imati debljinu metala od 0,8 mm, što s reduciranim retencijskim perlicama iznosi minimum 1,0 do 1,2 mm. Ako ovoj debljini dodamo još sloj od 1,5 mm polimernog materijala dolazimo do debljine stijenke krunice od 2,5-2,7 mm u presjeku. Ova debljina odbrušena cirkularno od zuba dovela bi u opasnost zubnu pulpu, pa štedeći zubno tkivo često predimenzioniramo krunice. Problem predimenzioniranja krunica nastaje i kod uporabe metalne keramike, no za nju nije potrebita mehanička retencija i time već dobivamo nekoliko dragocjenih desetinki milimetra. Stoga bi tehnologija povezivanja bez mehaničkih retencija bila dobitak za fasetiranje polimernim materijalima kako u estetskom, tako i u biološkom smislu.

Postojanost boje

Nepobitno jest da se u zubotehničkom laboratoriju mogu izraditi polimerne fasete koje reprodukcijom boje, zasjenjenjima na zubnom vratu, incizalnom bridu i individualnim efektima posve sliče prirodnim zubima, no što je duže protetski rad u ustima pacijenta, utoliko su češće promjene ishodišnog stanja. U mikropukotinu nastalu između polimerne fasete i metala useljavaju se mikroorganizmi koji uvjetuju promjenu boje fasete i već je nakon kraćeg razdoblja mogu estetski diskreditirati. Ovo obojenje označava se kao egzogena promjena boje, a osim mikroorganizmima uvjetovana je i prodiranjem sastojaka hrane u prostor pukotine. Tako kofein iz kave i tein iz čaja, te katran kod pušaća mogu vrlo brzo nakon postave protetskog rada izazvati ružnu sivkasto-crnu boju fasete. Mikroorganizmi u području granične pukotine često pospješuju i korozijske procese na dentalnoj leguri.

Osim egzogene nastaju i endogene promjene boje. Relativno su rijetke, zastupljene sa 6,4% učestalosti spram 67% egzogenih, no i one ipak umanjuju uspjeh polimerima fasetiranog protetskoga rada, osobito kod estetski osjetljivijih pacijenata. Endogene promjene boje uzrokovane su kemijskim reakcijama pojedinih sastavnih dijelova polimernoga

materijala, proizašlih uslijed raznih utjecaja tijekom uporabe protetskoga rada. Tako razna otapala sadržana u hrani, pa čak i utjecaj svjetla mogu promijeniti kemijsku strukturu organskog matriksa polimera. Posebno treba upozoriti na naknadnu polimerizaciju kod svjetlom polimerizirajućih polimera koja je tijesno vezana uz promjenu boje.
Materijal za fasetiranje postaje tada sivkast, žućkast ili smećkast, smanjuje se sposobnost reflektiranja upadnog svjetla, te faseta djeluje "mrtvo". U kontekstu promjene boje bitna je odlika polimera da i nakon vađenja iz polimerizacijske kupelji još upijaju vodu. Ovisno o materijalu ovo upijanje je od 0,4 do oko 5 volumnih postotaka. Ono traje tako dugo dok polimerni materijal ne postane zasićen, tj. dok se ne postigne kemijska ravnoteža. U toj fazi dospijevaju u polimerni materijal i male molekule, nalik na molekule vode, koje ulaze u organski matriks, vežu se na slobodna mjesta mijenjajući boju fasete.

Odvajanje polimerne fasete od metalne podloge

Odvajanje dijela ili čitave polimerne fasete od metalne podloge protetskog rada česta je i neugodna pojava kojoj je uzrok nedostatna i loša povezanost s metalom. Jakost veze se pri tome izražava kao vrijednost veličine opterećenja koje je potrebno da se faseta odvoji, odnosno vezna sila poništi. Pri tome opterećenje može proizlaziti iz sila vlaka, smika, tlaka itd., ili pak opterećenja koje odgovara trajnim djelovanjima sila u usnoj šupljini.

Odvajanju polimerne fasete su uzrok gotovo uvijek nedostatne retencije na metalnoj podlozi, tako da se može reći da je to pogreška izazvana radom zubotehničara, a ne materijalom. Incidencija odvajanja polimernih faseta na mostovima u frontalnoj regiji je oko 10% , dok je kod keramičkih faseta oko 2% što je ipak znatno niže. Moguće je spriječiti otpadanje polimernih faseta pomoću jakih mehaničkih retencija:

primarnih - tj.odgovarajuće oblikovanog fasetnog ormarića (po principu uokvirenog satnog stakla) sa zaštitom incizalnog i aproksimalnih rubova,
sekundarnih - kao što su perlice (različita promjera), mrežice pravilno raspoređeno po metalnoj plohi koja se fasetira.

No tako razastrte retencije odviše su vidljive u ustima pacijenata i danas više ne zadovoljavaju povećanim estetskim zahtjevima, jer grubo dimenzionirane perlice ili mrežice prosijavaju kroz fasetu i tako smanjuju vrijednost reprodukcije boje i prirodnost protetskoga rada. Ovo je i dalje jedan od glavnih problema vezanih uz uporabu polimernih materijala za

fasetiranje. *In vitro* i *in vivo* dokazana činjenica da se polimerne fasete odvajaju od metalne podloge prisiljava na traženje rješenja o postizanju što bolje veze polimera s metalom.

Nastanak pukotine između polimerne fasete i metala

Čak i kada polimerna faseta klinički još izgleda čvrsta između polimera i metala već se stvorila mikropukotina. Faseta se doduše još drži zbog dobrih mehaničkih retencija, no veza polimer-opaker-metal se razdvojila. Ako su i mehaničke retencije nedovoljne polimerni materijal će se odvojiti od metala. Veličina te pukotine iznosi od oko 15 mikometara u incizalnom dijelu krunice, do 50-60 mikrometara cervikalno. Uzroci stvaranja granične pukotine su:

- polimerizacijska kontrakcija polimera,
- različiti koeficijenti termičkog rastezanja polimerne fasete i metalne podloge,
- te različiti koeficijenti povećanja njihova volumena u vodi.

Kako dodana anorganska mikropunila smanjuju polimerizacijsku kontrakciju i umanjuju razliku koeficijenta termičkog rastezanja imaju direktan utjecaj na smanjenje nastanka granične pukotine. Koeficijent linearnog termičkog rastezanja polimera je četiri do pet puta veći od istog koeficijenta legure iz koje je izrađena metalna konstrukcija koja se fasetira. Kako u usnoj šupljini često nastaju velike temperaturne razlike pri unosu vrućih i hladnih jela i pića polimer i metal različito ekspandiraju i kontrahiraju stoga veza između njih biva izložena jakom opterećenju. Posljedica je termički zamor veze što u konačnici vodi rušenju veze u sustavu polimer-opaker-metal. Eksperimentalno se ovaj efekt može proizvesti in vitro, temperaturnim opterećenjem uzoraka tj. cikličkim promjenama temperature, koji se stoga često koriste u istraživanjima dentalnih materijala. Pored navedenog, na stvaranje mikropukotine utjecaj imaju i raznolika mehanička opterećenja koja se javljaju u usnoj šupljini.

Granična mikropukotina odgovorna je i za već spomenutu egzogenu promjenu boje, a moguće ju je in vitro dokazati stavljanjem uzoraka u vodenu kupku s dodatkom boje (npr. metilensko modrilo), čime se istodobno potvrđuje i nastanak mikropukotine. Pojava mikropukotine velik je problem u tehnici polimernih faseta, jer bitno skraćuje vijek trajanja protetskog rada. Rješavanje ovog problema, mada ne u potpunosti, donijeli su sustavi veznih posrednika sa svrhom što čvršćeg povezivanja dvaju različitih dentalnih materijala. Oni se

zasnivaju na uspostavi međusloja između metalne površine i polimernoga materijala za fasetiranje koji se kemijski povezuje sa svakim od njih i time sprječava nastanak granične mikropukotine sa svim njenim, već opisanim, posljedicama. Ovi vezni posrednici baziraju se najčešće na:

1. nanošenju silanskoga adhezivnog sloja - silanizacija (poglavlje 1.1.1) koji se s jedne strane silicij-kisikovim (Si-O) vezama povezuje s oksidima metalne površine, a s druge strane s organskim radikalima organskoga matriksa polimernog materijala za fasetiranje;
2. pokositravanju metalne površine galvanizacijom, te nanošenju silanskoga adhezivnog sloja koji se povezuje s kositrenim oksidima s jedne i organskim radikalima materijala za fasetiranje s druge strane;
3. nanošenju sloja akrilonitrila i uretanske smole. Između akrilonitila i metalne površine protetskoga rada stvara se dipolna veza, a akrilonitril se preko sloja uretanske smole akrilnom mrežicom povezuje s polimernim materijalom za fasetiranje.

Iako su ovakovi vezni sustavi neosporno donijeli napredak u rješavanju problematike nastanka mikropukotine između metala i polimerne fasete ovaj problem još nije u potpunosti riješen niti je izbjegnuta uporaba mehaničkih retencija.

11.2. POLIMERI ZA PRIVREMENE KRUNICE I MOSTOVE (B. Lazić)

Privremene krunice i mostovi potrebni su u svakoj, a posebice duljoj proteskoj rehabilitaciji. Iako prema Goldsteinu (1976.) privremeni mostovi i krunice ne bi trebali imati perfekciju definitivnog rada autori kao McLean, Shilinburg, Wirz i drugi smatraju da takvo gledište nije korektno, jer privremenim protetskim radom stvaramo kod našeg pacijenta i prvi dojam o definitivnoj terapiji, te da bi razlika između privremenih i definitivnih protetskih radova trebala biti samo u materijalu.

11.2.1. Zadaci privremenih krunica i mostova

- Zaštita bataljka i položajne stabilnosti
- Omogućiti fonaciju

- Omogućiti mastikaciju
- Omogućiti stabilnu i funkcionalnu okluziju
- Očuvanje marginalne gingive

11.2.2. Vrste privremenih krunica i mostova izrađenih od polimernih materijala

Prema načinu izradbe privremene krunice i mostove dijelimo na:

- Konfekcijski izrađene krunice
- Individualno izrađene krunice i mostove

Konfekcijske krunice

Najbrži i najlakši način opskrbe jednog zuba privremenim radom je prilagodba konfekcijske krunice na bataljak.

Konfekcijske krunice mogu biti izrađene iz :

- Metala
- Prozirnog celuloida
- Polikarbonata

Metalne krunice pogodne su kao privremeno sredstvo zaštite na stražnjim zubima. Postoji mogućnost prilagodbe u okluziji kao i prilagodbe prema marginalnoj gingivi.

Celulozni acetat je transparentni materijal od kojeg su izrađene prozirne krunice koje nakon prilagodbe ispunimo sintetskim materijalom određene boje izabrane prema ključu koji postoji za svaki sintetski materijal. Nakon završene polimerizacije, bilo sa autopolimerizirajućim materijalom ili pod UV – svjetlom, celuloidna čahura se odvoji od privremene krunice i baca, a krunica se cementira na bataljak.

Polikarbonatne krunice imaju prirodan izgled i najprihvatljivije su kao konfekcijski privremeni nadomjestak zubu.

Na tržištu ove krunice možemo naći, kao i celuloidne, u obliku inciziva, kanina i premolara.

Individualno izrađene krunice i mostove

Kako se na tržištu nude mnogi materijali raznih tvorničkih naziva za izradbu privremenih krunica i mostova, najkorektnija je njihova podjela prema kemijskom sastavu :

- Poli (metil metakrilati) (PMMA)

- Poli (etil metakrilati) (PEMA)
- Epimini
- Hibridi

Svaka od ovih skupina ima svoje prednosti odnosno nedostatke u odnosu na ostale skupine.

Poli (metil metakrilati). Ovi materijali su vrlo slični, po svojem kemijskom sastavu, onima od kojih se izrađuju proteze u mobilnoj protetici, samo što su obojeni pigmentima u boji zuba. Dobra svojstva ovih akrilatnih smola kvari visoka temperatura polimerizacije (74 °C), te veliki stupanj kontrakcije. Kao nedostatak može se navesti i slobodni (rezidualni) monomer koji manje ili više nadražuje pulpno tkivo i gingivu. Kvalitetna izradba nadomjestaka omogućuje mu funkcijsku trajnost od nekoliko mjeseci. Stabilnost boje je dobra, a moguće je postići dobre i visoko polirane rubove.
Materijal dolazi u dva dijela : monomer (metil metakrilat) i prašak (poli - metil metakrilat). Polimer sadrži pigmente, aktivator (benzoil peroksid) za poticanje polimerizacije, dok monomer inhibitore (hidrokinon) za produžetak roka trajanja te vezujuće sredstvo (umreživač, *cross - linking agent*) za povećanu otpornost na površinsko trošenje.

Poli (etil metakrilat) imaju nižu temperaturu polimerizacije (51.5°C) što ih čini manje štetnim za zubnu pulpu. Manjkavost im je u manjoj tvrdoći i manjoj otpornosti na habanje. U tijeku polimerizacije ovaj materijal prolazi kroz gumastu fazu, što nam olakšava manipulaciju i uklanjanje suvišaka s preostalih zubi. Dulje radno vrijeme, uz manju kontrakciju, čini ga vrlo prihvatljivim u svim situacijama kada se služimo izravnim tehnikama izradbe privremenih krunica ili mostova. Zbog relativno niske mehaničke otpornosti ovi materijali služe za izradbu privremenih nadomjestaka kraćih raspona.

Epimini imaju znatno nižu tempertaturu polimerizacije oko (39°C) te imaju oko 4% ostatnog monomera nakon polimerizacije. Velika prednost im je mala kontrakcija pri polimerizaciji. Pogodni su za izravne tehnike.

Hibridi. Danas nam je dostupno nekoliko novih hibridnih proizvoda. Oni su kombinacija više materijala.. U većini slučajeva radi se o bis - akriličnoj kompozitnoj smoli koja ima, u usporedbi sa ostalim materijalima, najveću tvrdoću. Namijenjeni su za slučajeve izradbe privremenih radova većih raspona. Priprava i miješanje ovih materijala su teži od

priprave prije nabrojenih. U materijalu se vrlo lako javljaju mjehurići, što mu brzo mijenja boju zbog većeg upijanja tekućine iz usne šupljine.

Komercijalni nazivi :

- Temdent (Schütz Dental)
- Coldpac (Periodent)
- Palavit (Kulzer)
- Scutan (Espe)
- Protemp (Espe)

LITERATURA

1. Barzilay I, Myers ML, Cooper LB, Graser GN. Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces. J Prosthet Dent 1988;59:131-7.
2. Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Lang R, Handel G. Finishing and polishing of the ceromer material Targis lab-side and chair-side methods. J Oral Rehabil 1999; 26:1-6.
3. Behr M, Rosentritt M. Dentale fassetenverstärkte Komposite. Quintessenz 2000; 51:471-
4. Belz D. Kunststoff-Verblendung: Non-Plus-Ultra oder Kompromiss. Dental Magazin l988;1:15-18.
5. Craeg C, Leinfelder FK, Lacefield RW, Bell W. Effectiveness of a method used in bonding resin to metal. J Prosthet Dent 1990;64;37-41.
6. Gubbe H. Lichtpolymerisation. Dent Lab 1986;34:1925-6.
7. Gubbe H, Jung A. Verblendmaterialen der neuen Generation - Aesthetik in der Kunststoffverblendtechnik. Dent Lab 1988;36:427-32.
8. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater 1992;8:197-202.
9. Jones RM, Goodacre CJ, Moore BK, Dykema RW. A comparison of the physical properties of four prosthetic veneering materials. J Prosthet Dent 1989;61:38-44.
10. Kern M, Sturb JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil 1999;26:372-8.
11. Körber K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Sttutgart: Georg Thieme Verlag, 1982.

12. Lakatos S, Rominu M, Negrutin M, Florita Z.. The microleakage between alloy and polymeric materials in veneer crowns. Quintessence Int 2003;34:295-300.
13. Matsumura H, Kawahara M, Tanaka T, Atsuta M. Surface preparations for metal frameworks of composite resin veneered prosthesis made with an adhesive opaque resin. J Prosthet Dent 1991;66:10-5.
14. Matsumura H, Leinfelder KF. Localized three-body wear of six types of composite resin veneering materials. J Prosthet Dent 1993;70:207-13.
15. Meyer E, Eichner K. Klinische Untersuchungsergebnisse zu verblendeten Kronen und Bruecken (Vergleich Kunstoff/Keramik). Dtsch Zahnaerztl Z 1980;35:844-69.
16. Nicholls JI, Nakanishi DR. Tensile bond strength of the veneering resins to their opaquers. Quintessence Dent Technol 1986;10:35-8.
17. Packham DE. Adhesion Aspects of Polymeric Coatings. New York: Plenum Press, 1983.
18. Peutzfeldt A, Asmussen E. Silicoating: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. Scand J Dent Res 1988;96:171-6.
19. Powers JM, Fan PL. Color stability and aging of plastic veneering materials. J Dent Res 1981;60:1692-6.
20. Rominu M, Lakatos S, Florita Z, Negrutin M. Investigation of microleakage at the interface between a Co-Cr based alloy and four polymeric veneering materials. J Prosthet Dent 2002;87:620-4.
21. Smalley WM, Nicholls JI. In vitro two-body wear of polymeric veneering materials. J Prosthet Dent 1986;56:175-81.
22. Smith DC, Pulver F. Aesthetic dental veneering materials. Int Dent J 1982;32:223-39.
23. Suese K, Kawazoe. Wear resistance of hybrid composite resin for crown material by the two-body sliding test. Dent Mater J 2002;21:225-37.
24. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. J Oral Rehabil 1998;25:348-52.
25. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Properties of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. J Oral Rehabil 1998;25:358-64.
26. Thomsen P. Entwiklung der Kunststoffverblendmethode. Dent Lab 1987;35:171-9.
27. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. Quintessence Int 1991;22:377-86.
28. Vallittu P, Bodant T. Acrylic resin – fiber composite. Part II. The effect of

polymerization shrinkage of plymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. J Prosth Dent 1994; 71:613-617.

29. Vojvodić D, Predanić-Gašparac H, Brkić H, Čelebić A. The bond strength of polymers and metal surfaces using the "silicoater" technique. J Oral Rehabil 1995;22:493-99.
30. Vojvodić D, Jerolimov V, Čelebić A, Ćatović A. Bond strengths of silicoated and acrylic resin bonding systems to metal. J Prosthet Dent 1999;81:1-6.
31. Vojvodić D, Jerolimov V, Žabarović D, Lončar A. Bond Strengths of Two Dental Bonding Systems. Milit Med 2000;165:560-5.
32. Wakasa K, Yoshida Y, Ikeda A, Natsir N, Satou N, Shintani H, Yamaki M. Dental application of polyfunctional urethane comonomers to composite resin veneering materials. J Mater Sci Mater Med 1997;8:57-60.
33. Windecker D. Die Kunststoff-Verblendung - ein Problem des Werkstoffes und der Konstruktion. Dtsch Zahnaerztl Z 1980;35:859-63.
34. Wirz J. Klinische Material und Werkstoffkunde. Berlin: Quintessenz Verlag, 1994.
35. Wolfart S, Kern M. Die intraorale Reparatur von Verblend-kronen und –brücken. Quintessenz 2000; 51:683-691.
36. Yamaga T, Sato Y, Agawa Y, Taira M, Wakasa K, Yamaki M. Hardness and fracture toughness of four commercial visible light-cured composite resin veneering materials. J Oral Rehabil 1995;22:857-63.
37. Yesil DZ, Orbak R, Dilsiz A. Abrasion resistance of veneering materials to tooth brushing. Dent Mater J 2003;22:460-6.

12. POLIMERI U MOBILNOJ PROTETICI

Vjekoslav Jerolimov

12.1. UVOD

U stomatologiji se koriste brojni plastični materijali (umjetne smole), a učestalo se nazivaju i polimerima. Akrilati i ojačani akrilni polimeri primjeri su takvih materijala, a poglavito se koriste u stomatološkoj protetici. Akrilni plastični materijali su u svakodnevnoj praksi najbolje prihvaćeni te se najčešće koriste. Smatra se kako čine oko 95% polimera korištenih u stomatološkoj protetici (Craig et al.).

Mobilne, djelomične i potpune proteze, još uvijek su u učestaloj uporabi u rehabilitaciji stomatognatskog sustava. Najčešće se izrađuju iz polimera za bazu proteze, uglavnom poli (metil-metakrilata), ukratko PMMA. Iako s brojnim dobrim i klinički prihvatljivim svojstvima, ovaj materijal ima i nedostataka, tj. krhak je. Žvačni sustav „proizvodi“ naprezanja protezne baze stotine tisuća puta godišnje, uz učestali slom protezne baze, što predstavlja klinički nedostatak, neugodu i dodatne troškove korisnicima mobilnih proteza (Turku).

12.2. MATERIJALI ZA BAZU PROTEZE

12.2.1. Povijesni razvoj

U prošlosti su korišteni brojni materijali u svrhu izradbe zubnih proteza, u neprestanoj težnji pronalaska „idealnoga“. Zlato, slonova kost i keramika spadaju u najstarije materijale korištene u tu svrhu. Pronalaskom kaučuka (Goodyear, 1839.) dobiven je prvi materijal za masovnu i točnu izradbu mobilnih proteza, dobivenih prema otisku i kalupu. Ipak, materijal je bio estetski neprihvatljiv, a također nehigijenski zbog veće apsorpcije vode, tj. sline s mikrobiološkim sadržajem te ostatcima pića i hrane.

U razdoblju od godine 1850. do 1935. brojna su istraživanja provedena u svrhu pronalaženja boljih materijala, pa su razvijeni sintetski polimeri. Proizvedeni su celluloid, bakelit i vinilne smole. Ipak, svi su imali nedostatke, poput svijanja u ustima, teškoća pri oblikovanju, lošeg okusa po kamforu (omekšivač), gubitka boje i dr. Godine 1935. proizveden je materijal iz metakrilne smole, pod nazivom Kallodent (ICI Ltd.,UK). Tako je od ranih 1940.-ih godina akrilna smola poli (metil-metakrilat) postala uobičajeni materijal za izradbu baza mobilnih proteza, imajući brojna dobra svojstva, kao što su: dobra estetska svojstva, pristupačna cijena, jednostavnost tehnologije, mogućnost popravaka i podlaganja te dr. Ipak, pokazali su se i neki nedostatci: nedovoljna čvrstoća, krhkost i polimerizacijsko skvrčavanje.

Proteklih desetljeća proizvedeni su te iskušavani i drugi materijali, ali bez uspjeha u otklanjanju pokazanih nedostataka već postojećih materijala. Tako je pronađen i najlon, termoplastični polimer vrste poliamida, koji je praktički neupotrebljiv u uvjetima usne šupljine. U vlažnoj sredini svija se, lako gubi boju i pokazuje termalno skvrčavanje. Epoksi smole pokazuju prednosti, kao što su čvstoća, tvrdoća, žilavost, malo molimerizacijsko skvrčavanje, dobru adheziju na metal, ali niz nedostataka: žutu boju, visoku apsorpciju vode, toksičnost, slabu svezu s akrilatnim umjetnim zubima, zračnu poroznost pri polimerizaciji i dr. Polikarbonati su zahtjevni s tehnološkog aspekta, s obzirom na potrebu visoke temperature u svrhu smekšavanja i oblikovanja baze proteze. Ujedno se izobličuju zbog absorpcije vode, gube sjaj u različitim kliničkim uvjetima i dr.

12.2.2. Poželjna svojstva

Čitav je niz poželjnih svojstava koja bi trebao posjedovati dobar materijal za izradbu baze proteze. Idealan materijal ne postoji, tj. takav koji bi posjedovao sva svojstva koja će biti navedena:

a) Ne smije biti toksičan niti iritirati oralna i udaljena tkiva, izazivati upalu ili djelovati kancerogeno, kako u pacijenata pri korištenju proteza, tako zubnih tehničara i stomatologa pri izradbi i manipulaciji protezama,
b) Treba biti inertan, ne smije biti topljiv u slini, piću i hrani te absorbirati sastojke okoline, kako ne bi tako postao nehigijenskim, neugodna mirisa i okusa,
c) Mora imati dobra mehanička svojstva:

- visok modul elastičnosti, kako bi protezna baza mogla biti vrlo tanka, a pri tome i postojanog oblika,
- proteza se ne bi smjela deformirati uslijed učestalog naprezanja,
- treba biti dobre čvrstoće,
- mora imati dobru udarnu čvrstoću, tj. ne smije se slomiti pri slučajnom padu proteze ili naglim udarcima pri prometnim nezgodama, u športu i sl.
- treba imati dobru zamornu čvrstoću, tj. ne smije se slomiti zbog učestalog naprezanja baze proteze pri funkciji stomatognatskog sustava,
- treba biti dovoljno rezilijentan,
- treba biti dovoljno tvrd, tj. otporan na habanje, kako bi se dobro polirao i zadržao sjaj i glatkoću, što je važno zbog estetskih i higijenskih razloga,

d) Materijal treba imati i dobra fizikalna svojstva:
- termičku ekspanziju, koja bi trebala biti ista kao i materijala umjetnog zuba,
- visoku termičku provodljivost,
- specifična težina materijala treba biti niska, tj. proteza što lakša, što bi išlo u prilog retenciji gornje proteze zbog manje gravitacijske sile,
- staklište, tj. temperatura omekšanja polimerizata treba biti viša od temperature pića i hrane, kako se protezna baza ne bi pri upotrebi smekšala i deformirala,
- materijal mora biti dimenzionalno stabilan, tj. ne smije se skvrčavati, širiti i svijati, ni pri izradbi proteze niti u ustima pri korištenju proteze,

e) Materijal mora imati zadovoljavajuća estetska svojstva te biti transparentan i translucentan radi boljeg poprimanja i imitiranja boje oralnih tkiva. Trebao bi se lako obojati i zadržavati boju trajno.

f) Ova vrsta materijala treba još imati i neka druga praktična svojstva:
- materijal mora biti radio-kontrastan u svrhu olakšane pretrage pacijenta, ukoliko se proguta ili inhalira fragment proteze,
- rok skladištenja morao bi biti vrlo dug, kako bi se mogao naručivati u većim količinama bez bojazni da će mu se pri tome svojstva mijenjati,
- poželjno je da materijal bude jeftin i lako obradiv, te da se protezna baza može izraditi uz uporabu pristupačne i jeftine aparature, uz minimalni utrošak vremena,
- materijal bi trebao biti takav da omogućuje brz, kvalitetan i jeftin popravak lomova protezne baze, a također i podlaganje baze proteze,

- materijal se mora lako higijenski održavati, tj. ne bi smio omogućavati retenciju hrane, pića i kamenca na svojoj površini.

12.2.3. Polimeri za bazu proteze

Prema ISO standardu br. 1567:1997 (International Standard Organization) polimeri za izradbu baze proteze podijeljeni su u nekoliko vrsta s obzirom na njihov sastav i postupak polimerizacije:

Tip I.: TOPLO-POLIMERZIRAJUĆI POLIMERI

Tip II.: HLADNO-POLIMERIZIRAJUĆI POLIMERI

Tip III.: TERMOPLASTIČNE PLOČE, GRANULE, PRAH

Tip IV.: SVJETLOSNO-POLIMERIZIRAJUĆI POLIMERI

Tip V.: MIKROVALNO-POLIMERIZIRAJUĆI POLIMERI

Tip I., II., IV. i V. polimera obično se nabavljaju u obliku polimerskog praha i monomerske kapljevine. Iz proizvodnje također dolazi sirovina u obliku plastičnog tijesta (ploče, gel), posebno kada je namijenjena svjetlosnoj polimerizaciji (Tip I. i IV.). Tip III. polimera dolazi iz proizvodnje u krutom obliku. Kada je u pločama, nakon zagrijavanja i smekšavanja adaptira se na model vakuumskom tehnikom ili pod pritiskom u posebnoj aparaturi. Kada je u obliku granula ili praha, obično je u spremnicima ("kartušama"), u količini za bazu jedne proteze, te se nakon zagrijavanja i smekšavanja, tj. pripreme u posebnoj aparaturi, ubrizgava injekcionim postupkom u kalupe, tj. posebne kivete.

Najčešće korišteni polimeri za izradbu baze proteze su poli (metil-metakrilati), skraćeno PMMA. Prvi protezni polimeri ove vrste bili su linearni poli (metil-metakrilati), dok se danas koriste umjereno umreženi. Glavni sastojak praha (PMMA) su zrnca, dobivena mehaničkim usitnjavanjem većih komada polimera, ili mikro-perle, dobivene suspenzivnom

polimerizacijom monomera u vodi, veličine do 100 μm. PMMA prah je proziran, staklastog izgleda, kojemu se još dodaju inicijator (benzoil peroksid), anorganski (soli kadmija ili željeza) ili organski pigmenti, opakeri (titan-oksid i zink-oksid) i plastifikator (di-butil-ftalat). Glavni sastojak momomerske kapljevine je MMA (metil-metakrilat), bistra i lako hlapljiva tekućina koja ključa na 100,3ºC, u kojoj se još nalazi inhibitor (hidrokinon) i umreživač (etilen-glikol-di-metakrilat). Inhibitor produžuje vrijeme skladištenja i sprječava da se monomer pri sobnoj temperaturi polimerizira pod utjecajem svjetla, jer je MMA kapljevina vrlo podložna adicijskoj polimerizacji putem stvaranja slobodnih radikala. Stoga još MMA treba biti pakirana u bočicama s tamno-smeđim staklom. Umreživač ima ulogu poboljšati fizikalna svojstva polimerizata, kao što je otpornost od nastanka napuklina pri učestalom svijanju u uporabi.

PMMA prah i MMA kapljevina se pomiješaju u volumskom omjeru 3 ili 3,5 dijelova praha s 1 dijelom kapljevine (težinski omjer je 2,5:1). Razlog ovoga omjera je u smanjenju polimerizacijskog skvrčavanja takve smjese (buduće proteze), u usporedbi s volumskim skvrčavanjem čistog monomera, koje iznosi 21%, kada se ovaj polimerizira bez imalo dodatka polimerskog praha. Ujedno je to ona količina monomerske kapljevine koja je dovoljna za ovlaživanje svih zrnaca praha, što je nužni preduvjet za homogenost buduće protezene baze. Dodatni razlog za miješanje praha i kapljevine leži u činjenici kako je lakše rukovati s vrlo viskoznim tijestom i oblikovati ga, nego li je to izvedivo s nisko viskoznom monomerskom kapljevinom. Takva mješavina najprije izgleda poput vlažnog pijeska, potom postaje homogenija i ljepljiva, kada se ne da odvojiti od površine posude u kojoj je zamiješana, dok konačno ne poprimi konzistenciju tijesta koje se lako odvaja od stijenki posude. Tada je nastupilo pravo vrijeme za stavljanje tijesta u kalup (kivetu) radi polimerizacijskog postupka.

Kada je omjer presuh (previše praha), tada sva zrnca PMMA praha nisu ovlažena niti u polimerizacji povezana, pa nastaje granularnost (granularna poroznost). Ukoliko je omjer prevlažan (previše kapljevine), ili kada u kiveti manjka akrilatnoga tijesta, tada se javlja kontrakcija, pri čemu se javljaju mikroskopske šupljine u čitavoj bazi proteze (kontrakcijska poroznost).

12.2.4. Polimerizacijski postupci

Ovisno o postupku aktivacije (dekompozicije) inicijatora u svrhu nastanka slobodnih radikala, što je danas najčešći način polimerizacije protezene baze, postoji više vrsta polimerizaciskih postupaka. Aktivator je obično neka energija, kao što je toplina i elektromagnetski valovi različitih valnih duljina (UV-svjetlo, vidljivo svjetlo, mikrovalovi, y-zrake) ili kemijske tvari (najčešće N-dimetil-p-toluidin), što je slučaj kod hladno-plimerizirajućih polimera.

Topla polimerizacija

Najraširenijі, a valja naglasiti i najbolji način izradbe baze mobilnih proteza, još uvijek je toplinska polimerizacija. Ona podrazumijeva da se akrilatno tijesto, nastalo miješanjem PMMA praha i MMA kapljevine, stavlja u suvišku u dvodijelni kalup (kivetu), što zovemo tlačnom tehnikom kivetiranja (polimerizacije) ili se ubrizgava pod pritiskom u posebne kivete, a pritisak ostaje do kraja polimerizacjskog postupka. S obzirom na trajanje postupka i način kivetiranja, imamo nekoliko podvrsta polimerizacijskih postupaka.

Uobičajena topla polimerizacija (klasična, konvencionalna), s obzirom na trajanje postupka, može biti kratkotrajna (do 2 sata), srednjeg trajanja (2-6 sati) i dugotrajna (6-14 sati). Kivete se stavljaju u vodu sobne temperature, u aparat za polimerizaciju s automatskom kontrolom trajanja i temperature postupka polimerizacije. Voda u aparatu se postupno zagrijava, a pri porastu temperature, oko 70ºC, aktivira se inicijator (benzoil peroksid), kada se počnu stvarati slobodni radikali benzoil peroksida. Stvaranje slobodnih radikala vodi rastvaranju dvostrukih veza između 2 C atoma MMA molekule, čime su one spremne povezati se s drugim MMA molekulama i polimerskim lancem PMMA praha. Popratna pojava ovakve kemijske reakcije je porast temperature u akrilatnom tijestu, koja može doseći i do 200ºC, jer se radi o egzotermnoj reakciji. Kako monomer ključa na 100,3ºC, tako dolazi do isparavanja monomera prije nego li je bio polimeriziran. Posljedica je plinska poroznost protezne baze, gdje se radi o pojavi nakupina mjehurića u debljim slojevima protezne baze i udaljenim mjestima baze od izvora topline. Ukoliko se porast temperature vodene kupelji u aparatu, pri 70ºC zadrži na toj temperaturi u trajanju od barem pola sata, egzotermna reakcija, tj. porast temperature u akrilatnom tijestu biti će manje izražen, pa neće prijeći granicu

ključanja monomera. Nakon toga vremena temperatura vode može se postupno dizati. Pri temperaturi od 90ºC svi su radikali stvoreni, a polimerizacijski postupak može biti dovršen pri 100ºC, što je bitan preduvjet da sve molekule MMA budu polimerizirane s PMMA prahom u jedinstveni polimerski lanac. Pri temperaturi od 100ºC postupak mora trajati barem pola sata. Ukoliko izostane polimerizacijski postupak pri 100ºC, ili je kraćeg trajanja, u proteznoj će bazi biti previše neispolimeriziranog monomera (ostatni ili rezidualni monomer). Opisani tijek polimerizacijskog postupka, s vremenom zagrijavanja vodene kupelji od sobne temperature do 70ºC i u drugoj fazi od 70ºC do 100ºC, te kasnijim postupnim hlađenjem kupelji, ukupno traje oko 2 sata. U proteznim bazama, tako polimeriziranima (kratkotrajni postupak), ima oko 1,5% do 2% ostatnog monomera. Najbolji je dugotrajni postupak, pri kojem polimerizacija na temperaturi od 70ºC traje oko 6-7 sati, a na temperaturi od 100ºC 2-3 sata. U tako polimeriziranim proteznim bazama ima samo oko 0,1% do 0,2% ostatnog monomera, što znači kako je proteza praktički potpuno polimerizirana.

Ubrzana polimerizacija podvrsta je toplinske. Kako je konvencinalna toplinska polimerizacija, makar bila i kratkotraja, srazmjerno dugog trajanja, razvijena je brža varijanta postupka iz praktičnih razloga, tj. zbog nastojanja da se u što kraćem vremenu proizvede što više proteza. Naime, ovaj postupak traje oko 30 do 40 minuta. Kiveta s akrilatnim tijestom, budućom protezom, stavlja se odmah u kipuću vodu. Kako ne bi došlo do plinske poroznosti zbog naglog zagrijavanja akrilatnog tijesta, tvornički je u takav materijal, u monomer, dodan i kemijski aktivator. Tako ovaj materijal polimerizira aktiviran dvostrukim mehanizmom, toplinom i kemijskim aktivatorom, brže nego li se može razviti poroznost. Ipak, poroznost je kod ovog postupka česta komplikacija, pogotovo u slojevima proteze debljim od 6 mm. Postoji nekoliko podvarijanti ovog postupka, s obzirom na minimalne razlike u trajanju ili isključenju ključanja vode na 10 minuta. Hlađenje kivete do sobne temperature, nakon polimerizacije kod ovog, kao i kod svih toplinskih vrsta polimerizacije, treba biti postupan. Ili se ostavi hladiti s vodenom kupelji u kojoj se polimerizira, ili se izvadi iz vode i hladi na zraku. Naglo hlađenje može prouzročiti unutrašnju napetost u proteznoj bazi, koja vodi deformaciji proteze, ukoliko se takva proteza zagrije pri neopreznom poliranju ili čišćenju proteze vrućom vodom.

Injekciona polimerizacija poli (metil-metakrilata) omogućuje ubrizgavanje dodatne količine akrilatnoga tijesta u tijeku toplinskog polimerizacijskom postupka, čime se kompenzira kontrakcija te ubrizgava veća količina materijala u kalup, tj. prostor buduće baze

proteze. Time se dobije veća homogenost baze, bolja tvrdoća i čvrstoća polimerizata. Takva proteza se bolje polira i dulje zadržava sjaj i glatkoću, što je važno s estetskog i higijenskog motrišta. Kontrakcijska deformacija baze je manja, što doprinosi adheziji i ventilnom učinku proteze, kao i boljem okluzijskom dodiru zubnih lukova. Injekcionim postupkom polimeriziraju se proteze iz tijesta dobivenog miješanjem praha i kapljevine, pri temperaturi do 100ºC (Tip I. polimera), na isti ili slični način kao i kod konvencionalne polimerizacije (engl. *termoseting polymers*).

Ovim se postupkom izrađuju proteze i iz termoplastičnih polimera, polikarbonata, najlona i poliamida (engl. *termoplastic polymers*), koji dolaze obično u granulama, dakle jednoj komponenti, koju treba zagrijati na višim temperaturama od 150ºC, razmekšati i ubrizgati u kalupe, tj. specijalne kivete (Tip IV. polimera). Suvišno zagrijavanje vodi dekompoziciji ili oksidaciji i poroznosti materijala, a zbog velikog pritiska, kada je materijal nedovoljno zagrijan i smekšan, može prouzročiti pomak zuba i deformaciju protezne baze. Aparatura je srazmjerno skupa, spoj materijala s umjetnim zubima slabiji je nego li kod PMMA materijala, a i veća je mogućnost stvaranja napuklina u takvim materijalima. Međutim, dobra su alternativa u pacijenata koji su osjetljivi ili alergični na PMMA materijale. Ovi, termoplastični polimeri hlađenjem se stvrdnjavaju, a naknadnim se zagrijavanjem mogu ponovno smekšati i koristiti. Polimeri zamiješani od dviju kompnenti, praha i kapljevine, jednom kada se polimeriziraju više se ne mogu smekšati, a da pri tome ne dođe do termalne degradacje materijala. Temoplastične ploče, a spadaju također u Tip IV. polimera, najčešće služe za izradbu raznih vrsta udlaga, dobivenih, nakon zagrijavanja, vakuumskom ili tehnikom pod pritiskom.

Hladna polimerizacija

Sastav ove vrste polimera sličan je PMMA materijalu za toplu polimerizaciju. Razlika je u aktivatoru, tj. za polimerizaciju nije potrebna toplina ili elektromagnetska energija već kemijska tvar, aktivator, koja se dodaje u monomer - kapljevinu. Nazivaju ih hladno-polimerizirajućim, auto-polimerizirajućim ili kemijski aktiviranim polimerima, jer polimeriziraju pri sobnoj temperaturi, nekada pri 40ºC do 50ºC (tekući akrilati). Aktivator, najčešće N-dimetil-para-toluidin, nakon miješanja polimerskog praha i monomerske kapljevine, djeluje na inicijator u PMMA prahu (benzoil peroksid), pa tako nastaju prvi

radikali koji započinju daljnji tijek polimerizacije. Polimerizacija je egzotermna, stoga se razvija visoka temperatura u akrilatnom tijestu.

PMMA prah i MMA kapljevina miješaju se u volumskom omjeru 2,5:1, pa su pri uporabi u tekućem obliku. Stoga imaju veći postotak ostatnog monomera (do oko 5%). Porozni su zbog zračnih mjehurića, umiješanih tijekom pripreme materijala, koji nisu topivi u monomeru pri sobnoj temperaturi. Ovi materijali nemaju dovoljnu jakost, podložni su deformaciji, a također vremenom požute zbog nestabilnosti boje.

Koriste se za popravke loma proteze, umetanje kvačica i zuba u protezu, manja podlaganja i izradbu nekih vrsta mobilnih ortodontskih naprava.

Tekući akrilati, vrsta hladno-polimerizirajućih akrilata, služe za izradbu baze proteze. Materijal se ulijeva u kalup napravljen iz termoplastičnog hidrokoloida. Takve su poteze slabije dimenzionalne preciznosti, poroznije su, imaju više ostatnog monomera i manje su jakosti od toplo-polimeriziranih. Budući su umjetni zubi fiksirani u hidrokoloidni kalup u posebnoj limenoj kiveti, oni nisu posve nepomični, stoga su mogući pomaci i kasnije pogrješke u okluzijskim dodirima među zubnim lukovima. Također je i odmašćivanje cervikalnih dijelova umjetnih zuba od voska otežano, jer zubi nisu fiksirani u sadrenom kalupu, kao što je to slučaj kod toplinskog postupka polimerizacije, koji omogućuje mehaničko i termičko čišćenje voska. Svojstva ovako dobivenog polimerizata su nešto malo bolja nego li hladno-polimerizirajućeg akrilata za reparature, jer se kiveta smjesti u vodenu kupelj pri 40ºC - 50ºC, pod pritiskom od 2,06 kPa, u svrhu smanjenja poroznosti i postizanja veće gustoće polimerizirane smole. Prednost ovih materijala je u brzini polimerizacije (oko 8 - 15 min.), kao i jednostavnosti odvajanja proteze od hidrokoloidnog kalupa, te stoga u minimalnoj potrebi obrade površine proteze.

Svjetlosna polimerizacija

Slobodno-radikalska polimerizacija može biti aktivirana vidljivim svjetlom. Iako je postala svakodnevnom u dentalnoj patologiji, postupno je uvedena i u protetici, među ostalim i za izradbu baze proteze. U sastavu materijala nema metil- metakrilata, već se radi o akrilnom kopolimeru i akrilnom monomeru. Sastoji se od uretan-dimetaktilatne osnove s akrilnim

kopolimerom, uz dodatak mikro-silikatnog punila. Dolazi u obliku plastičnih ploča, štapića i gela. Potrebni su i posebno izrađeni zubi, kao i sredstvo za fiksaciju tih zubi s osnovnim materijalom baze proteze (bonding), u kojemu ima akrilnih monomera, također i metil-metakrilata. Polimerizacija se odvija u aparatu opskrbljenom s tungsten halogenim žaruljama, koje daju svjetlo valne duljine 400-500 nm.

Tvdoća i udarna čvrstoća ovakve baze je približno dobra kao ona toplo-polimeriziranih, ali je nižeg modula elastičnosti, pa joj je veća elastična deformacija. Kao i kod restorativnih, tj kompozitnih materijala, postoji problem debljine materijala i prodiranja svjetla u dubinu. Stoga se ovaj postupak koristi samo za tanje slojeve podlaganja proteznih baza, u izradbi baza zagriznih šablona i individualnih žlica, odnosno manjih proteznih sedala kod djelomičnih proteza s metalnom konstrukcijom. U ovih je materijala skvrčavanje manje (oko 3%) nego li u toplo-polimeriziranih (oko7%). Materijal bi mogao biti dobro alternativno sredstvo za proteze kod pacijenata osjetljivih na metil-metakrilat. Jednostavno je rukovanje, jer nema kivetiranja, čišćenja voska, prešanja te dugotrajnog polimerizacijskog postupka. Polimerizacija traje oko 10 min.

Mikrovalna polimerizacija:

U svrhu vremenske racionalizacije i modernizacije izradbe polimernih proteznih baza razvijen je postupak mikrovalne polimerizacije. U tu su svrhu razvijeni posebni polimerni materijali, a polimerno tijesto, nakon miješanja praha i kapljevine uobičajenim postupkom, stavlja se u posebne kivete, proizvedene od naročito otpornih umjetnih smola. Naime, metalne kivete nisu pogodne za ovu vrstu polimerizacijskog postupka, jer kroz njih ne prolaze mikrovalovi. Takve se kivete stavljaju u mikrovalne pećnice, poput onih kojima se koristimo u kućanstvu. Polimerizacijski se postupak odvija u trajanju od oko 3 min., pri snazi od 500 W i frekvenciji od 2450 MHz. Kiveta je smještena na rotirajućem postolju pećnice, kako bi se polimerno tijesto u kiveti ravnomjerno obuhvatilo mikrovalovima. Ukoliko se polimeriziraju protezne baze koje imaju metalni skelet, tada se kivete moraju okrenuti nakon 1,5 min. i još polimerizirati 1,5 min. To se čini stoga što metalni skelet ne propušta mikrovalove, pa polimerni dio baze proteze ne bi bio u potpunosti polimeriziran. Ova je polimerizacija vrlo kvalitetna, protezna baza dimenzionalno stabilna te ima srazmjerno malo ostatnog monomera

(0,5 – 0,6 %). Plinska poroznost je moguća kod debljih slojeva protezne baze, češće nego li kod klasične toplinske polimerizacije.

12.2.5. Nedostatci polimerizacijskog postupka

Poroznost može biti plinska, kontrakcijska i zračna, a opisana je u tekstu 9.2.4., 9.2.6. i 9.3. Poroznost vodi mehaničkoj, estetskoj i higijenskoj inferiornosti baze proteze.

Granularnost je također spomenuta u poglavlju 9.2.4., a najčešće nastaje zbog suhog omjera praha i monomera, iz razloga što se postupak pripreme ne radi po uputama proizvođača, već omjer odredi odoka. Ukoliko se omjer ispravno odredi, još uvijek može doći do pojave granularnosti zbog hlapljenja monomera iz posude u kojoj se nalazi mješavina. Uvijek posudu treba pokriti, te takao držati dok ne nastane tijesto spremno za kivetiranje. I pri kivetiranju postoji mogućnost upijanja monomera u sadreni kalup (model). Naime, sadrenu površinu treba premazati izolacijskim sredstvom: amonijevim, natrijevim ili kalijevim alginatom, koji s kalcijem iz sadre stvaraju nepropusni kalcijev alginat. Takav postupak ujedno omogućuje lako odvajanje polimerizirane proteze od sadrenog kalupa, nakon što je polimerizacija završena. Granularnost prouzroči iste posljedice kao i poroznost.

Dimenzijske promjene su već opisane u poglavlju 9.2.4., a nastaju iz više razloga. Nastaju kontrakcijom suvišnog monomera, ukoliko je akrilat zamiješan u prevlažnom omjeru. Također kontrakcija nastaje onda kada u kiveti (kalupu) nema dovoljno akrilatnoga tijesta, tj u suvišku, pa tijesto nije tijekom polimerizacijskog postupka pod pritiskom. Jedan od razloga dimenzijskih promjena je i unutarnja napetost u bazi proteze. Unutarnja napetost nastaje pri toploj polimerizaciji, pogotovo kod naglog zagrijavanja, zatim višesatnog polimeriziranja na 100ºC ili onih postupaka kod kojih se koriste temperature znatno više od 100ºC. Ona se oslobađa, a pri tome protezena baza deformira, ukoliko se kiveta, nakon polimerizacije, naglo hladi, ili pri poliranju gotove proteze suviše zagrije, a također kada se, kod održavanja higijene proteze, ona zalijeva vrućom vodom, što je inače neispravan postupak.

Zaostali monomer je jedan od najvećih nedostataka kemijskog postupka polimerizacije (ostatni ili rezidualni monomer). On se javlja kao rezultat nepotpunog kemijskog postupka polimerizacije. Količina ostatnog monomera u polimeriziranim bazama proteze ovisi o vrsti, tj.

načinu, te trajanju same polimerizacije, tj. nastaje zbog nedovoljno dugog trajanja polimerizacijskog postupka pri 100ºC, što je već spomento u poglavlju 9.2.4. On doprinosi slabijim mehaničkim i biološkim vrijednostima protezne baze. Djeluje i kao plastifikator, pa time snižava temperaturu stakliśta. Stoga su takve proteze podložne plastičnoj deformaciji pri zagrijavanju na nižim temperaturama od onih dobro polimeriziranih baza proteza (110-120ºC). Može također iritirati sluznicu, dok se nakon nekog vremena ne ispere, barem ona količina pri površini proteze.

Mnogi autori u svojim istraživanjima upravo ostatni monomer navode osnovnim uzrokom brojnih nedostataka gotovih protetskih izradaka. Raspon količine ostatnog monomera proteznih baza kreće se od 0,5% kod postupaka polimerizacija poput mikrovalne i toplo-polimerizirajuće srednjeg trajanja (2-6 sati). Takva se vrijednost smatra prihvatljivom za organizam, makar je zabilježena alergijska reakcija i na tako mali iznos. Ostatnog monomera može biti i u većoj količini, od preko 5%, kod postupka hladne, tj. kemijske polimerizacije pri sobnoj temperaturi.

Ostatni monomer difundira iz površine slojeva polimerne matrice u oralnu sluznicu, neposredno nakon polimerizacije, te je tada njegova količina u organizmu u najvećoj koncentraciji, a nakon toga počinje opadati jer se izlučuje u okolnu slinu. Smatra se da je najveća mogućnost nastanka iritacija oralne sluznice neposredno nakon izradbe proteze. Stoga se preporuča netom polimerizirane proteze ostaviti u vodi na 24 sata. Iznimno rijetko može prouzročiti alergijske reakcije. Međutim, ostatni monomer, zarobljen među polimernim lancima u dubljim slojevima polimernog pripravka, ostaje nazočan dugi niz godina.

Ostatni monomer utječe i na mehaničku kakvoću protezne baze. Isparavanjem i ispiranjem ostatnog monomera iz površinskog sloja polimerne matrice proteze nastaju slobodni prostori među polimernim lancima, a oni su odgovorni za površinsku poroznost proteze. Slobodni prostori, nastali gubitkom ostatnog monomera, omogućavaju brže lokalno gibanje polimernih lanaca, čime nastaje, pod utjecajem vanjske sile, pojava poznata kao "crazing" ili "cracking" (mikro-lomovi, napucavanje ili pucanje materijala). Time se povećava rizik bržeg loma pojedinih dijelova proteza.

U novonastalim poroznim dijelovima protezne baze, zbog nemogućnosti održavanja dobre oralne higijene, dolazi do nakupljanja plaka, tj. ostataka hrane, a često i do narastanja kolonija gljivce *C. Albicans* i drugih mikroorganizama.

Staklište (engl. *Tg,* tj. *transition glass temperature*, temperatura staklastog prijelaza) dobro polimerizirane proteze, npr. postupkom dugovremene tople polimerizacije poli-metil-metakrilata, iznosi oko 120ºC. Kod kraćih toplinskih postupaka staklište je niže, oko 105ºC, a kod hladnopolimerizirajućih poli-meti-metakrilata ta se vrijednost nalazi ispod 100ºC.

Osim o trajanju polimerizacijskog postupka na temperaturi ključanja vode, vrijednost stakliśta ovisi i o vrsti polimera, tako npr. kod poli (etil-metakrilata) inosi 65ºC, poli (propil-metakrilata) 35ºC, poli (butil-metakrilata) 20ºC. Ta okolnost treba biti poznata stomatologu, tehničaru ali i pacijentu, kako bi znali da se proteza može smekšati i deformirati pri poliranju proteze, odnosno uporabi vručih pića ili nekritičnom korištenju vruče vode za higijenu proteze, pri poliranju proteze i dr. Međutim ova okolnost je pogodna, kada se žele koristiti materijali za meko podlaganje, koji su na tjelesnoj temperaturi mekani (plastični).

12.2.6. Modificirani polimerni materijali

Akrilati su srazmjerno slabi i lomljivi materijali. Ipak, među svakodnevno upotrebljavanima, bolji su kopolimeri i oni umreženi nego li homopolimeri, te akrilati s razgranatim polimerskim lancima od onih linearne građe..

Međutim, svi ovi materijali imaju slabu zamornu čvrstoću i srazmjerno slabu udarnu čvrstoću, stoga neprestano postoji potreba pronalaženja boljih i pristupačnijih materijala. Udarna čvrstoća akrilatne smole može biti znatno poboljšana modifikacijom polimera dodavanjem sastojaka koji ne ulaze u polimerizacijsku reakciju, kao npr. elastomera, koji mogu absorbirati energiju udarca, pa tako spriječiti lom proteze. U tome smislu koriste se kopolimeri akrilatnih smola i elastomera. Tipični primjeri takvog materijala su metil-metakrilat-butadin ili metil-metakrilat-butadin-stiren kopolimeri. Iako ovi materijali povećavaju udarnu čvrstoću i do deset puta, ovi polimeri nisu često korišteni, uglavnom zbog visoke cijene. „Gumasta“ svojstva ovih materijala spriječavaju nastanak napuklina, pokazujući tako visoki stupanj otpornosti na slom. Ipak, ovi su materijali slabije zamorne čvrstoće, što vremenom, u kliničkim uvjetima, može dovesti do sloma proteze. U takvu vrstu materijala spadaju i vinilni kopolimeri. Postoji nekoliko takvih proizvoda, od kojih neki moraju biti kivetirani injekcionim postupkom. Jedan od proizvoda je kopolimer metil-metakrilata i hidroksietil-metakrilata.

Ugradnja umjetnih vlakana visokog modula elastičnosti u bazu proteze, makar se neka koriste i u drugim stomatološkim disciplinama, neprestano se razvija. Materijali vlakana su sve bolje kvalitete i dostupniji su, no svi imaju stanovita ograničenja. Rani pokušaji ugradnje staklenih vlakana u bazu proteze nisu se pokazali uspješnima. Krajevi vlakana su često virili

izvan površine protezene baze i iritirali oralnu sluznicu. Danas je takva tehnika uznapredovala, kao i vrste staklenih vlakana. U jednom od načina ojačavanja baze proteze koriste se umetci grafitnih vlakana. Ukoliko su takva vlakna dobro složena mogu mati dobar učinak, proteza tako postaje žilavija. Ova tehnika nije u širokoj uporabi iz više razloga: tehnika je složena; vlakna treba staviti na ona mjesta koja su pod najvećim naprezanjem, što nije lako pogoditi; sljepljivanje vlakana i okolnog akrilata nije lako postići, u kojem slučaju je protezna baza još slabija; estetika proteze nije dobra zbog crne boje vlakana. Ojačanje baze proteze može se postići umetanjem drugih različitih vrsta vlakana, npr. aramidnih (Kevlar), koji su vrlo žilavi i teško se ugrađuju u bazu proteze. S njima se postižu dobri rezultati, ali se zbog tamne boje mogu ugraditi samo u nevidljivom području. Razvijana su i koriste se i razna druga vlakna, s manjim ili većim uspjehom, kao npr.: poli-etilenska, najlonska, poliesterska i poli (metil-metakrilatna). Također se u tu svrhu koriste i metalne konstrukcije (prečke ili mrežice), što uglavnom nije dobro, jer one oslabljuju polimersku struturu proteze. Uvjerenje je, u skladu s rezultatima istraživanja, kako se akrilat skvrčava i odvaja od metalane konstrukcije. Tako se stvaraju prazni prostori i nova mjesta koncentracije naprezanja, čime se slabi čitava baza proteze.

U svrhu ostvarivanja radio-kontrastnih svojstava brojni su pokušaji, kao onaj s dodavanjem akrilatu 8% barijeva sulfata, što nema željeni učinak Kada se taj postotak poveća proteza postaje radiokontrastna, međutim slabija su njena mehanička svojstva. Bolje rezultate daju materijali s dodatkom bromida.

12.3. MATERIJALI ZA PODLAGANJE

Povremeno je proteznu bazu potrebno uskladiti s njenim ležištem zbog patoloških i fizioloških promjena sluznice te resorpcije koštanoga grebena. Iako se zbog toga razloga može izraditi potpuno nova baza proteze nekim od ranije opisanih polimerizacjskih postupaka, neusporedivo se češće obavlja podlaganje baze proteze tvrdim materijalima za podlaganje, kako zbog brzine tako i jedostavnosti postupka.

Neki pacijenti imaju osjetljivu sluznicu ležišta, često bolnu, pogotovo kada su bezubi grebenovi oštri ili na grebenu postoje mjesta koštanih izbočenja. Ovakvi pacjenti ne podnose tvrdu proteznu bazu, pa se u takvim slučajevima proteza podlaže mekim materijalima

akrilatnog ili silikonskog tipa. Akrilatni su pogodniji zbog bolje kemijske sveze s polimerinim materijalom protezne baze, no zbog gubitka sastojaka (plastifikatora) u slini i piću, tijekom vremena gube mekoću (rezilijentnost). Silikonski materijali su bolji u pogledu trajanja rezilijentnosti materijala, međutim imaju znatno slabiju svezu s proteznom bazom, pa se vremenom odvajaju od nje, što vodi promjeni boje i lošoj higijeni proteze.

Ponekada je sluznica ležišta vrlo traumatizirana ili zbog upalnih promjena izobličena, pa se u takvim slučajevima proteza podlaže vrlo mekim materijalima (*tissue conditioner-i*), koji djeluju poput mekog jastuka, a često u svome sastavu imaju protuupalne i antibiotske sastojke. Privremenog su trajanja, te se koriste dokle god upalne promjene ne budu zaliječene, stoga se takav sloj materijala zamjenjuje novim svakih 4-7 dana, ovisno o vrsti proizvoda i kliničkoj situaciji. Kako su ovi materijali dugotrajno plastični pri tjelesnoj temperaturi, pri funkcijskim kretnjama stomatognatskog sustava, tijekom par dana, izvrsno se oblikuju, stoga ih nekada koriste kao materijale za uzimanje funkcijskog otiska, pri čemu stara pacijentova proteza posluži kao individualna žlica.

Materijali za podlaganje, bez obzira na tvrdoću i svrhu, mogu se koristiti u ambulantnom podlaganju, što zovemo izravnim (direktnim) postupkom. Ovi su materijali porozni, stoga mehanički inferiorni i nehigijenski. Pri podlaganju u ustima terapeut teško može kontrolirati debljinu sloja nanešenog materijala, kao i položaj proteze na ležištu, pa je često protezna baza deblja nego li je bila ili je u krivom položaju. Time je povećana visina međučeljusnog odnosa u zagrizu, odnosno smanjen slobodni međuokluzijski prostor, odnosno promijenjen je odnos gornjeg i donjeg zubnog luka u horizontalnoj ravnini, što ima loše posljedice estetske, žvačne, fonacijske i psiho-socijalne prirode.

Izravno podlaganje tvrdim materijalima s metil-metakrilatnim monomerom treba izbjegavati, zbog visoke temperature egzotermne reakcije metil-metakrilata koja se događa u ustima pri podlaganju, te nastanka bolnih opeklina sluznice. Ujedno je takav monomer jaki iritans, pa mnogim pacijentima škodi. Postoje materijali za tvrdo podlaganje s drukčijom vrstom monomera, npr. etil- ili butil-metakrilatima, koji su manje agresivni, stoga prihvatljiviji za takva podlaganja.

Podlaganje se također može obaviti u zubotehničkom laboratoriju, nakon otiska i izradbe sadrenog modela/kalupa, što zovemo neizravnim (indirektnim) podlaganjem.

Neizravno, tj. laboratorijsko podlaganje, može biti obavljeno postupkom tople ili hladne polimerizacije, u skladu s kliničkim razlozima i dostupnosti materijala, kao i stručnosti terapeuta i zubnog tehničara.

Najčešće se podlaganje obavlja s namjerom da takav sloj materijala ostaje na duže vrijeme, pa takve materijale zovemo „trajnim“ materijalima. Neki se materijali povremeno koriste na kraće vrijeme, npr. dok patološke promjene sluznice ne budu izliječene, ili zbog toga što neki od tih materijala za podlaganje srazmjerno brzo gube svoja svojstva gubitkom sastojaka ispiranjem u slini i piću, pa se, u takvim slučajevima, ubrzo moraju zamijeniti novima.

12.4. UMJETNI ZUBI

Umjetni zubi mogu biti izrađeni iz polimernih ili keramičkih materijala. Polimerni i keramički zubi proizvode se u više boja, oblika i veličina, kako bi odgovarali raznolikim individualnim estetskim i žvačnim potrebama kao i antropološkim karakteristikama pacijenata.

Oni izrađeni iz akrilatnih i modificiranih akrilatnih polimera danas se najviše koriste, gotovo u preko 95% slučajeva. Glavna razlika u sastavu proteznih i polimera umjetnih zuba je u vrsti pigmenata. Polimerni zubi se izrađuju u slojevima s različitim bojama, debljinom i translucencijom, u svrhu postizanja što prirodnijeg izgleda. Proizvode se pomoću metalnih kalupa, u kojima se polimerno tijesto oblikuje tlačnim postupkom ili se smekšani termoplastični prah ubrizgava injekcionim postupkom. Gingivalni (cervikalni) i središnji dio zuba izrađuju se iz neumreženog ili manje umreženog polimera u svrhu bolje sveze s polimerom baze proteze. Površinski sloj polimernog zuba izrađen je iz umreženog polimera radi otpornosti od stvaranja napuklina. Ovakvi zubi lako se bruse i adaptiraju pri postavi, sukladno različitim kliničkim situacijama, tj. međučeljusnim i međuokluzijskim odnosima dvaju zubnih lukova. Žilavi su, ali neotporni na abraziju pri žvakanju i češćenju proteze. Makar se koriste u svim kliničkim situacijama, ipak naročito odgovaraju u pacijenata s niskim i osjetljivim bezubim grebenovima, onda kada su antagonisti prirodnim zubima, kao i u slučajevima sniženih međučeljusnih odnosa.

Keramički zubi su tvrdi, otporni na abraziju, nešto translucentniji, stoga estetski prihvatljiviji od polimernih. Ovakvi zubi su indicirani kada su bezubi grebeni otporni i dobro razvijeni, zatim pri dovoljno velikoj međučeljusnoj udaljenosti i kada pacijent istodobno ima gornju i donju potpunu protezu. Međutim, imaju niz loših karakteristika. Krhki su. Ne svezuju se za bazu polimerne proteze kemijskom svezom već mehaničkim retencijama, najčešće pomoću metalnih nastavaka. Zbog različitog koeficijenta termičke ekspanzije polimerne baze i keramičkog zuba mogu nastati napukline protezene baze oko keramičkog zuba. Za razliku od polimernih zuba, keramički se zubi teško bruse, što je poteškoća kada je potrebno korigirati okluzijske dodire. Postoji mišljenje kako keramički zubi, zbog svoje tvrdoće, uzrokuju pretjerano opterećenje sluznice ležišta baze proteze, te time doprinose njenoj traumatizaciji i stvaranju povoljnih uvjeta za nastanak protetskog stomatitisa, odnosno doprinose bržoj resorpciji čeljusnog grebena. Iz tih razloga, kao i oda kada pacijentima smeta izraženi zvuk dodirivanja obaju keramičkih zubnih lukova, može se u jednu protezu postaviti akrilatne zube, pa je tako međusobno udaranje zubnih lukova znatno mekše i manje čujno.

LITERATURA

1. Al-Athel MS, Jagger RG, Jerolimov V. Bond strength of resilient lining materials to various denture base resins. Int J Prosthodont 1996; 9:167-170.
2. Al Doori D, Huggett R, Bates JF. A comparison of denture base acrylic resins Polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. Dent Mater 1988; 4:25-32.
3. Al-Mulla MAS, Huggett R, Brooks SC. Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. Dent Mater 1988; 4:197-200.
4. Brown D. Resilient soft liners and tissue conditioners. U: Wilson H, McLean J, Brown D. Dental Materials and their clinical applications. London: W. Clowes Ltd., 1988.
5. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials. Mosby: St. Louis, 2000.
6. Jerolimov V, Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. Quintessence Dent Technol 1985; 9(7):431-434.

7. Jerolimov V, Brooks SC, Huggett R, Bates JF. Rapid curing of acrylic denture-base materials. Dent Mater 1989; 5:18-22.
8. Jerolimov V, Brooks SC, Huggett R, Stafford GD. Some effects of varying denture base resin polymer/monomer ratios. Int J Prosthodont 1989; 2:56-60.
9. Jerolimov V, Jagger GR, Millward PJ. Effect of the curing cycle on acrylic denture base glass transition temperatures. J Dent 1991; 19:245-248.
10. Jerolimov V, Jagger RG, Huggett R. The effect of some crosslinking agents on flexural properties of a dough-moulded poly(methylmethacrylate) resins. Med Sci Res 1991; 19:495-496.
11. Jerolimov V. Jagger RG, Huggett R. Effect of butadine acrylate cross-linking on impact strength of poly(methylmethacrylate). Acta Stomatol Croat 1993; 27:11-15.
12. Jerolimov V, Družanić-Uljanić V, Murphy WM. Tvrdi akrilati za podlaganje u ustima. Hrvat stomatol vjesn, 1993; 1:15-18.
13. Jerolimov V. Jagger RG, Millward PJ. Effect of cross-linking chain length on glass transition of a dough-moulded poly(methylmethacrylate) resins. Acta Stomatol Croat 1994; 28:3-9.
14. Mutlu G, Harrison A, Huggett R. A history of denture base materials. QDT Yearbook: Dental materials science, 1989; 145-51.
15. Narva K. Fibre-reinforced denture base polymer. Academic Dissertation. Institute of Dentistry, University of Turku, 2004.
16. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Publ. Co, Inc., 1997.
17. Vallittu PK. A review of methods used to reinforced polymethyl methacrylate resin. J Prosth, 1995; 4:183-7.
18. Waters MGJ, Jagger RG, Jerolimov V, Williams KR. Wettability of denture soft-lining materials. J Prosthet Dent 1995; 74:644-646.
19. Waters M, Jagger RG, Williams K, Jerolimov V. Dynamic mechanical thermal analysis of denture soft lining materials. Biomaterials 1996; 17:1627-1630.

13. KERAMIKA U STOMATOLOŠKOJ PROTETICI

Ketij Mehulić

Razvojem stomatološke znanosti i struke u 20. je stoljeću pronađen niz novih materijala i tehnika koje su unaprijedile klinički rad, pogotovo u fiksnoj protetici. Nadomjesci koji su se prvotno rabili, kao što su potpuno kovinski, akrilatni i drugi, ubrzo su se pokazali estetski neprihvatljivima. Akrilati, koji su se činili prikladnima za nadomjeske u prednjem dijelu usne šupljine, u bočnom su dijelu pokazali loša svojstva (preveliku elastičnost, trošenje pri funkciji, primljivost za meke naslage, promjenu boje u ustima prouzročenu upijanjem oralne tekućine i sastojaka plaka itd.), što im je ograničilo primjenu.

U keramici je pronađena jedinstvena kombinacija potrebnih svojstava: biospojivost, stabilnost i trajnost, te optička svojstva, kao što su refleksija, translucencija, prozirnost, koje su je učinile prikladnom za brojne restaurativne postupke u kojima su se metal i akrilat pokazali neodgovarajućima.

13.1. POVIJESNI PRIKAZ ZUBNE KERAMIKE

U 18. stoljeću, u Parizu, zubar Mouton izradio je prvu zlatnu krunicu. Kirurg-zubar Bourdet, također u Parizu, prvi je objavio znanstvene rezultate istraživanja zlatne protezne baze. U Berlinu Philipp Pfaff svjestan potrebe vjernog otiska i registracije čeljusti sa svim pojednostima, istražuje gradiva, te prvi predlaže voštani otisak čeljusti, izlijevanje pozitiva u gipsu. Tek krajem 18. stoljeća u Europi počinju istraživanja trajnih gradiva koji bi mogli zamijeniti organske.

Ubrzo nakon Böttgerova pronalaska keramike, Fauchard je godine 1733. rastalio glazuru na zlatni most i tako primijenio tehniku emajliranja u protetici. Godine 1774. ljekarnik Duchateau, nezadovoljan svojim zubnim nadomjestkom, dao je za sebe ispeći zubnu protezu u manufakturi za proizvodnju keramike. Međutim, primjena njegova otkrića kod drugih pacijenata propala je, ali ne za dugo. Pariški zubar Nicolas Dubois de Chemant, koristeći se receptom svoga prethodnika, godine 1788. objavljuje u Parizu disertaciju u kojoj je opisao "mineralnu protezu koja se može modelirati prema otisku zubala, a da se ne moraju

vaditi postojeći zubi". Do početka 19. stoljeća cijela se proteza (baza i zubi) pekla iz jednoga komada. Idući korak učinio je Giuseppangelo Fonzi, koji je godine 1808. opisao izradbu pojedinačnih keramičkih zuba - "dents terro-metalliques". Zubi su imali platinsku kukicu kojom su se mogli zalemiti za bazu (tzv. kramponski zubi). Međutim, i pored tih otkrića sve do sredine 19. stoljeća upotrebljavala su se i dalje ljudska i životinjska gradiva, te tako pronalazimo podatak iz 1820. godine kad pariški zubar Delabarre piše kako je rat donio bogatu žetvu najljepših zuba koji čekaju svoje pacijente!

Kongres u Montrealu godine 1910. bitno je promijenio stajalište stomatologa o žarišnoj infekciji i devitalizaciji zuba iz estetskih razloga. Naime, do toga doba problem estetskog nadomjestka na prednjim zubima rješavao se samo devitalizacijom i izradom krunice na kolčić. Prvi pokušaj izradbe krunice bez devitalizacije zuba uspio je Landu još davne 1896., zahvaljujući Custerovom pronalasku električne peći dvije godine ranije. Ta se krunica usavršavala iduća dva desetljeća. Europski su je stomatolozi upoznali tek godine 1925. godine na međunarodnom kongresu FDI-a u Philadelphiji, a na tlu Europe prvi ju je 1925. izradio Brill u Njemačkoj.

Weinsteinov patent 1963. godine i suradnja s tvornicama Vita (keramika) i Degussa (legura) dovodi do široke primjene kovina u spoju s keramičkim materijalom. Velike razlike u toplinskoj istezljivosti (TKR) kovine i keramike riješene su primjenom keramike na bazi kalijeve glinice, pa se usavršavanjem tehnologije pečenja keramike na kovinu, kovinsko-keramičke konstrukcije danas smatraju standardnom tehnikom u fiksnoj protetici.

Zahtjevna tehnologija keramike za pečenje na kovinu bila je pozitivan pokretač razvoja čitavog niza pomoćnih gradiva i aparata u zubnotehničkim laboratorijima (sadra, modeli, voskovi, artikulatori, aparati za lijevanje) i prateće industrije, a posebno je utjecala na razvoj slitina za kovinske konstrukcije koje su omogućavale i osiguravale siguran spoj tih dvaju različitih gradiva.

Zubna keramika danas zauzima prvo mjesto kao estetski gradivni materijal u stomatološkoj protetici, no bez kovinske podloge rješava samo nadoknadu sa samostalnim krunicama, inlejima, onlejima, fasetama te mostovima kratkih raspona dok se za mostne konstrukcije dužih raspona unatoč postojanju sustava ojačane keramike još uvijek koriste sustavi metal-keramike.

13.2. KEMIJSKI SASTAV I SVOJSTVA KERAMIKE

Zubni keramički materijali u današnjem sastavu i svojstvima razvili su se iz porculana, ali se od njega razlikuju omjerom svojih osnovnih sastojaka te stoga i svojstvima. Terminološki, ispravno je upotrijebiti naziv zubna keramika, odnosno zubni keramički materijali, a ne porculan, porculanski materijali odnosno porculanska krunica. Porculan je fini keramički proizvod i primjenjuju se njegovi tanki, filigranski oblici. Za izradbu potpuno keramičkih krunica ili kovinsko-keramičkih, upotrebljavaju se minerali, odnosno mineralne soli koje imaju sastav između porculana i stakla. Dakle, keramički se zubni materijali, prema svom sastavu i svojstvima, svrstavaju između tvrdoga porculana i običnog stakla. Ne mogu se opisati kao porculan stoga što im nedostaju tipični kristali koji su svojstveni tvrdom porculanu (muliti), a isto se tako ne mogu svrstati u staklo, jer pokazuju djelomice kristalnu strukturu (najčešće leuciti), dok je pravo staklo potpuno amorfne građe.

Zubna keramika sastoji se od glinice, kvarca i kaolina.

Glinenci (feldspati) zajednički je naziv za veliku skupinu minerala koji su vrlo rasprostranjeni u stijenama Zemljine kore. Najvažniji su sastojak vulkanskih stijena i kristalnih škriljaca. U prirodi se nalaze u obliku neprozirnih kristala različite boje, od bijele do ružičaste i zelene, tvrdoće po Mosu 6. Glinica je najvažniji sastavni dio zubne keramike i čini 75-85 % cjelokupnog sastava, a pri tome je uglavnom riječ o α Al_2O_3 i malo β Al_2O_3. Radi se o anhidratnom aluminijevu silikatu. Najpoznatiji je kalij-aluminijev silikat ili ortoklas ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), zatim natrij-aluminijev silikat, ili albit ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) te kalcij-aluminijev silikat ili anortit ($CaO \cdot Al_2O_3 \cdot 2SiO_2$). Željezo se često nalazi u sastavu glinenaca, ali nije poželjno zbog svojih oksida koji mijenjaju boju keramike.

Silicijev dioksid sastojak je većine stijena. Nalazi se u različitim vrstama minerala u anhidratnom i hidratnom obliku. Od anhidratnih minerala poznati su kristobalit, kvarc i tridimit, a od hidratnih kremen, opal i ahat. Kao sirovina za dobivanje keramike upotrebljava se kvarc te čini 12-22% ukupnog sastava. Pojavljuje se u obliku kristala različite veličine, od najsitnijih do onih promjera 50 cm, velike je tvrdoće (8 prema Mosu) te tališta na 1720°C. I kvarc je kao i glinica onečišćen željezom koje se mora odstraniti pomoću magneta. U sastav keramičkih materijala ulazi samo čisti silicijev dioksid.

Kaolin je najčišći oblik gline. U prirodi nastaje atmosferskim utjecajem na glinicu. Kemijski, to je hidratizirani aluminijev silikat ($Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$). U obliku je finoga bijeloga praha, gustoće 1.08 do 2,6. Intenzivno upija vodu, ali se u njoj ne rastvara, već daje masu koja se može vrlo lako oblikovati. U prirodi se ne nalazi čist, već zajedno s oksidima

željeza, pijeskom i drugim tvarima. Priprema se tako da se ispire vodom dok se ne odstrane sve primjese. U dentalnoj ga keramici ima 3-4%. Njime se postižu dva učinka: povezuju se svi sastavni dijelovi u cjelinu, što omogućuje tehničaru postizanje potrebne čvrstoće i oblika modeliranog rada, te daje opacitet keramičkim nadomjescima. Kako bi se postigla željena boja, keramičkom se prahu dodaju razni oksidi, npr. titanov oksid koji daje žutosmeđu boju, kobaltni oksid daje plavu boju, željezni i niklov oksid daju smeđu boju, manganov oksid ljubičastu, bakreni i kromov oksid također zelenu, a kositreni i cirkonijevi oksidi utječu na opacitet. Fluorescenciji keramike, koja je bitno optičko svojstvo prirodnog zuba i materijala za izradbu estetskih krunica, pridonose uranov oksid (UO2), cerij (Ce) i samarij (Sm). Nadalje, dodaju se razni pigmenti koji zajedno čine 1% ukupnog sastava. Plastičnosti keramičkog materijala tijekom modeliranja doprinose dodane organske tvari (dekstrin, škrob, šećer). Da bi se temperatura pečenja na slitini snizila do potrebnih 980°C, keramičkoj se osnovi dodaju katalizatori: kalijev fosfat (K2PO4), kalijev karbonat (K2CO3), natrijev karbonat (Na2CO3), boraks (Na2B4O7 · 10H2O) i olovni oksid (Pb2O3) . Čistoća je sastavnih dijelova izvanredna, što je posebno važno zbog stranih čestica koje mogu utjecati na boju. Osnovni sastojci se pomiješaju u čistom stanju te griju dok ne prijeđu u staklastu masu (frit). Ta se masa usitnjava tako da se u vrućem stanju ulijeva u vodu i zatim melje u sitni prah.

S obzirom na temperaturu pečenja, keramika se dijeli na slijedeći način:

- keramika s niskom temperaturom pečenja od 850 do 1100°C
- keramika sa srednjovisokom temperaturom pečenja od 1100 do 1300°C
- keramika s visokom temperaturom pečenja od 1300 do 1400°C.

Keramika s niskom temperaturom pečenja upotrebljava se za krunice, mostove i fasete. Keramika sa srednjovisokom temperaturom pečenja upotrebljava se za specijalne oblike međučlanova i inleje, a s visokom temperaturom pečenja za kovinsko-keramičke nadomjeske te umjetne zube za mobilne proteze..

Zubni keramički materijali trebaju ispunjavati biološka svojstva, odgovorna za kliničku primjenu i određena tehnološka, odnosno fizikalna svojstva odgovorna za laboratorijsku obradu. Svojstva potrebna za kliničku primjenu su između ostalih: biospojivost, postojanost u ustima, konstantnost volumena i boje, dovoljna vlačna i tlačna čvrstoća te trebaju zadovoljiti i estetske kriterije, vrlo zahtjevne u suvremenoj rekonstruktivnoj stomatologiji.

Fizikalna su svojstva dentalne keramike slična svojstvima stakla. Izotropna je, i po tome se razlikuje od materijala s kristalnom strukturom. Zbog toga zubna keramika nema

talište nego interval omekšanja. Da bi se ipak postigla optimalna čvrstoća, keramika mora sadržavati dovoljan udio kristalnih sastavnica, koje istodobno povećavaju njezinu neprozirnost, tj. umanjuju transparenciju. Keramički materijali moraju imati slijedeća tehnološka svojstva: veliku gustoću (ne smiju sadržavati pore), pri modeliranju trebaju biti postojani, a nakon pečenja lako obradivi brušenjem.

Zubna keramika sadrži osim amorfne matrice i kristalnu komponentu. Leucit, kao najčešća sastavnica, po svome je sastavu kalij aluminijev silikat (α-KAlSi2O6) i pripada gliničnoj skupini minerala. U prirodi se nalazi najčešće u područjima erupcije vulkana (stvara se iz lave). Pri visokoj temperaturi (>605°C) poznat je kubični oblik, β-KAlSi2O6. Kristali leucita imaju indeks loma približno jednak indeksu loma staklene matrice, pa stoga ne uzrokuju mutnoću keramike. Više sastojaka koji lome svjetlo izazivaju njezino jače zamućenje. Tome pridonose kristali SiO2 i Al2O3 te kristali TiO2, SnO2, CeO2 i ZrO2, koji djeluju kao sredstva zamućenja. Osim kristala, zamućenje uzrokuju i mjehurići zraka. Time gotov rad poprima neproziran izgled. Vakuumsko pečenje keramike smanjuje poroznost, a time se istodobno osigurava prozirnost.

Zubna keramika prolazi kroz nekoliko faza pečenja pri visokim temperaturama i to su opterećenja koja keramika mora izdržati bez oštećenja, a posebno je poželjna što manja kontrakcija odnosno smanjenje obujma.

Kontrakcija keramičkog materijala nastaje iz više razloga:

1. Veličina zrna praška utječe na kontrakciju. Zbog toga se prašak proizvodi u zrncima različitih veličina koja se mogu tako složiti da zauzmu što manji volumen. Pri miješanju dolazi do zbijanja čestica keramičkoga praha, a istodobno se otklanja višak vode. Sam postupak miješanja može se provesti na nekoliko načina: vibracijom, špatulacijom, kapilarnim privlačenjem, gravitacijskom metodom i s pomoću četkice.

2. Kondenzacija je postupak zbijanja čestica. Veličina čestica i prazan prostor među njima utječu na pravilan tijek kondenziranja, a to u konačnici smanjuje stupanj kvrčenja keramičkog materijala. Osnovni uzroci kvrčenja tijekom pečenja keramičkog materijala njegova su slaba kondenzacija te neodgovarajuća gustoća čestica praha.

3. Proces sinteriranja; materijal se definitivno rastopi i potom međusobno vežu samo površinski slojevi čestica praška (piroplastični tijek materijala).

Keramika je krhki materijal, postojanog oblika, ali osjetljivog na male pogreške u strukturi, koje poslije mogu biti ishodišta za lomne pukotine. Naprezanja, koja izvana djeluju na materijal, koncentriraju se na tim sitnim pogreškama te se lako prekorači kritična žilavost na lom. Nastaje lomna pukotina na čijem je polazištu naprezanje na vanjsko opterećenje to

veće što je napuknuće dublje. Ta nestabilnost ponajprije dovodi do povećanja napuknuća i, konačno, do loma nadomjestka. Keramika izvanredno podnosi tlačna, a slabo vlačna i smična naprezanja.

13.3. KERAMIČKI SUSTAVI

Prema sastavu, suvremeni se keramički materijali mogu podijeliti na ove sustave:

- keramika za pečenje na slitinu (metal-keramika),
- potpuna keramika: - aluminijoksidna keramika,
  - staklokeramika
  - cirkonijeva keramika.

Prema namjeni keramički se materijali dijele na one iz kojih se izrađuju metal-keramičke krunice, potpuno keramičke krunice, materijali za glazure, korekture i na one kojima se dobivaju posebni estetski učinci.

Prema načinu izrade, keramički se materijali dijele na one s:

-laboratorijskim tijekom izrade

-keramički blokići za tehniku frezanja.

13.3.1. Keramika za pečenje na slitinu

Metal-keramički se nadomjestci koriste preko 35 godina u fiksnoj protetici. Kroz to vrijeme doživjeli su brojne preinake, kako sam keramički materijal tako i slitine na kojima se peku slojevi keramike. Posebna pozornost se obratila na spoj slitine i keramike te pripremu površine slitine, slojevi opakera postaju vrlo značajni i odgovorni za jačinu spomenute veze.

Keramika za napečenje je vrsta keramičkog materijala u boji prirodnih zubi, kojom se prekriva lijevana konstrukcija. Svojim sastavom taj materijal odgovara glinici, ali sadrži i druge sastojke, kao što su: Na2O, Li2O, CaO, MgO i B2O3. U stručnoj se literaturi postupak pečenja zubne keramike na odgovarajuću slitinu, u svrhu dobitka fiksnoprotetskog nadomjestka, sa svim svojim zahtjevima nužnim za ugradnju na biološke strukture, naziva metal-keramička konstrukcija. Estetskim svojstvima zubne keramike, koja se peče i spaja sa slitinama, uspješno je riješen problem samostalnih krunica, ali i većih mosnih konstrukcija. Metal-keramička konstrukcija ujedinjuje dobra svojstva zubnih slitina (čvrstoća, tvrdoća,

trajnost, stabilnost), a estetski su problemi riješeni primjenom zubnih keramičkih materijala koji u cijelosti mogu prekriti metalnu konstrukciju te oponašati prirodan zub sa svim karakterizacijama, pri tome se razlikuje osnovni, dentinski i caklinski materijal, kao i dodatci za pojedine učinke.

Napečena keramika mora imati slijedeća svojstva: čvrstu vezu sa slitinom, usklađen toplinski koeficijent rastezanja sa slitinom, dobru oblikovnost i stabilnost oblika, malu kontrakciju tijekom pečenja, neosjetljivost na ponovna žarenja, pouzdanu reprodukciju boje, prirodnu prozirnost i fluorescenciju, mogućnost brušenja i poliranja te postojanost u ustima, biokompatibilnost i veliku čvrstoću.

Česta manjkavost je prosijavanje slitine na cervikalnom rubu nadomjestka te neusklađenost termičkih koeficijenata keramike i slitine, zbog čega dolazi do lomova ili napuknuća konstrukcije.

13.3.2. Potpuno keramički sustavi

Zubna industrija nastoji pronaći materijal za potpunu keramičku krunicu koja će i bez metalne podloge osigurati primjenu i u bočnom segmentu gdje su zahtjevi za tvrdoćom i čvrstoćom materijala znatno izraženiji zbog većeg žvačnog opterećenja tijekom funkcije.

Najveći broj današnjih keramičkih materijala pojavio se na tržištu sredinom šezdesetih godina. Poznate su dvije skupine keramičkih materijala: jedni se u laboratoriju pripremaju i oblikuju u konačan oblik, a drugi su tvornički izrađeni keramički blokići za tehniku frezanja (glodanja).

13.3.3. Aluminijoksidna keramika

Aluminijoksidnu keramiku proizveli su Mc Lean i Hugh 1965. godine, dodajući određenu količinu Al2O3 gliničnoj keramici. Aluminijoksidna keramika primjenjuje se u keramičkim sustavima s osnovnim materijalom i u sustavima s tvrdom jezgrom.

Sustavima s osnovnim materijalom zajedničko je da se keramička krunica izrađuje konvencionalnom tehnikom slojevanja na kovinskoj foliji, prilagođenoj na radnom bataljku od tvrdog materijala. Na taj se način izrađuje jacket krunica, galvanizirana krunica, ceplatek krunica, ceraplatin krunica i heratek krunica.

Osnovni materijal za izradbu keramičke kapice (tvrde jezgre) dostavlja se u obliku tableta koje se sastoje od 65-70% Al_2O_3, 8-10% MgO i dodatka $BaO-SiO_2-Al_2O_3$ stakla te silikonske smole. Očvrsnuće materijala postiže se $MgAl_2O_4$ spinelom.

Drugi je način izradbe tvrde jezgre izravno nanošenje osnovnog materijala na vatrootporni bataljak, oblikovanje kapice i pečenje na 1170° C kroz 20 minuta. Hi-ceram keramički materijal pojavio se na tržištu 1986. godine. To je staklena matrica pojačana kristalima leucita. Dimenzionalno je stabilna, pri pečenju se ne kontrahira, a na dobivenoj se jezgri peče dentinska i caklinska masa. Kasnije se pojavila In-Ceram keramika (1989.) te In Ceram Zirconij keramika.

13.3.4. Staklokeramika

Staklokeramika je polikristalni materijal koji nastaje kontroliranom kristalizacijom stakla. Za njezino otkriće zaslužan je Stookey (SAD), a Mc Cullock ju je godine 1968. prvi pokušao primijeniti kao zubni gradivni materijal. Usporedbom s konvencionalnom zubnom keramikom, sustavi na osnovi stakla nude velike mogućnosti upotrebe u stomatologiji, zahvaljujući kemijskoj inertnosti, visokoj mehaničkoj čvrstoći, relativno jednostavnoj tehnici rada, malom stupnju kvrčenja tijekom izradbe, kao i svojim ostalim termičkim i fizikalnim osobinama.

Toplinski postupak, keramiziranje, neophodan je kod nekih staklokeramika (npr. Dicora), kako bi se postigla dovoljna kristalizacija te time povećala čvrstoća, opacitet, otpornost na abraziju, otpornost na termički šok te otpornost na kemijske agense. Dicor sustav spada u kategoriju ljevljive staklokeramike. Za razvoj toga keramičkog sustava (1970.) zaslužan je Grossman, a samu krunicu prvi je napravio Stookey godine 1974. Ta se vrsta keramike sastoji od SiO_2, K_2O, MgO, fluorida iz MgF_2, male količine Al_2O_3 i ZrO_2 te fluorescentnog agensa koji se dodaje iz estetskih razloga. Ima visoku tlačnu čvrstoću, a gustoću i tvrdoću sličnu prirodnoj caklini te se tako odstranjuje loša strana keramike-trošenje cakline prirodnoga zuba. Biospojivost je istražena i nisu pronađeni znaci toksičnoga djelovanja.

Slična svojstva pokazuje i tlačena staklokeramika Empress. Postoje dvije tehnike rada s Empress keramičkim sustavima:

- tehnika slojevanja za krunice na prednjim zubima, gdje je važniji estetski dojam;

- tehnika bojenja za bočne krunice, onleje i inleje, gdje je važan oblik i okluzija kao odrednica funkcije.

Hidroksiapatitnu staklokeramiku opisali su Hobo i Iwata godine 1985. Do kristalizacija apatita dolazi nakon jednosatnog izlaganja objekta temperaturi od 870° C. Potapanjem u vodu kristali konvertiraju u hidroksiapatit.

13.3.5. Cirkonijeva keramika

Osnovu cirkonijeve keramike čini cirkonijev dioksid, a ovisno o vrsti stabilizatora (magnezijevog ili yitrijevog oksida), razlikuju se dvije različite mikrostrukturne slike. Cirkonijeva keramika pokazuje odlična mehanička svojstva, velike vrijednosti čvrstoće, tvrdoće i lomne žilavosti te daje velike mogućnosti za primjenu u stomatološkoj protetici.

13.4. CAD - CAM KERAMIKA

Tehnika izrade keramičkih nadomjestaka iz keramičkih blokića kao poluproizvoda predstavlja CAD-CAM sustav, koji se zasad upotrebljava za izradu faseta, krunica te inleja. CAD-CAM sustavi obično se odvijaju u tri radne faze: -sakupljanja obavijesti (kamerom ili ticalom), -konstruiranja rada (restauracije) (CAD) i - izradbe protetskog rada (CAM). Pri tome nije potrebno provesti, u cjelosti ili djelomično laboratorijski tijek u izradi nadomjestka. Krunica ili inlej izrađuju se frezanjem (glodanjem) u aparatu prema zadanom programu iz tvornički pripremljenoga bloka keramike. Zahvaljujući svojim fizičko-kemijskim svojstvima, ova vrsta keramike ne izaziva trošenje cakline suprotnih zubi, tvrda je, vrlo stabilna i ne mijenja boju. No, nedostatak joj je nemogućnost naknadnog oblikovanja rubova faseta, a i boja nadomjeska često ne zadovoljava. Slični sustavi su i Celay (Vita) Cerek Mark I i II (Vita), kao i Desti Cad i Duret, čija je primjena ograničena na izradbu inleja i onleja.

U lepezi novih stomatoloških materijala potrebno je spomenuti sustav Targis (novi ceromer materijal -keramika poboljšana polimerima) - Vectris (vlaknima ojačani kompozitni materijal).

LITERATURA

1. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. Acta Odontol Scand 1993;51:59-64.
2. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;61:527-31.
3. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. J Dent Am Assoc 1993;124:72-84.
4. Beham G. IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie. ZWR1991;6:404-8.
5. Duckeyne P, Lemons JE. Bioceramics: Material characteristics versus in vivo behavior. New York: The New York Academy of Science, 1988.
6. Fairhurst CW. Dental Ceramics: The state of the science. Adv Dent Res 1992;6:78-81.
7. Fortulan CA, Dulcina PF, Souza D. Microstructural Evolution of the Al2O3-ZrO2 Composite and its Correlation with Electrical Conductivity. Mat Res 1999;2:3-13.
8. Freesmeyer WB, Lindemann W. Biegefestigkeit eines Edelmetall-Keramik-Verbundes in Abhangigkeit von der Vorbehandlung des Metallgerustes. Dtsch Zahnarztl Z 1981;36:791-799.
9. Geis-Gerstorfer J, Kanjantra P. Zum Einfluss der Prufmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. Dtsch Zahnarztl Z 1992;47:618-21.
10. Hisama K. Effects of the firing temperature on the color and strength of metal bonded porcelain. Fukuoka Shika Daigaku Gakkai Zasshi 1989;16:369-90.
11. Hondrum S. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosth Dent 1992;67:859-65.
12. Kaiser M. Die Anfertigung von Heratec-Kronen. Quintessenz Zahntechn 1987;5:535-44.
13. Liu PR, Isenberg BP, Leinfelder KF. Evaluating Cad-Cam generated ceramic veneers. J Am Dent Assoc 1993;124:59-63.
14. Mc Lean JW. Ceramics in clinical dentistry. Br Dent J 1988;12:164-87.
15. Maylor WP, Munoz CA, Goodacre CJ, Swartz ML, Moore BK. The effect of surface treatment on the Knoop hardness of Dicor. Int J Prosthodont 1991;4:147-51.
16. Musić S, Živko-Babić J, Mehulić K, Ristić M, Popović S, Furić K. Microstructure of leucite glass ceramics for dental use. Mater Lett 1996;27:195-9.
17. Musić S, Živko-Babić J, Mehulić K, Ristić M, Popović S, Furić K. Microstructural Properties of Leucite-type Glass-ceramics for Dental Usa. Croat Chemical Acta 1997;70 (2)703-18.
18. Mehulić K, Živko-Babić J, Ivaniš T, Kustec-Pribilović M, Predanić-Gašparac H.

Strukturne promjene IPS Empress keramike kao posljedica različitog načina hlađenja. Acta Stomatol Croat 1997;31:107-12.

19. Little DA, Crocker JJ. Clinical use of a new metal-free restorative technology, case report. Dent Today 2002;21:68-72.
20. Oilo G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. Acta Odontol Scand 1988;46:313-22.
21. Quazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic material. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004;20:449-56.
22. Salinas TJ. Contemporary ceramics for dentistry. Prac Proced Aesthet Dent 2003;15:690.
23. Schwickerat H. Was der Zahntechniker beachten sollte in Herstellung von vollkeramischen Zahnersatz Dent Labor 1992;40:1501-5.
24. Setz J, Weber H. Ceplatec-Sintertechnik. Teil 1. Quintessenz 1992;43:1549-57.
25. Setz J, Weber H. Ceplatec- Sintertechnik. Teil 2. Quintessenz 1992;43:1763-9.
26. Siervo S, Pampalone A, Valenti G, Bandettini B, Siervo R. Porcelain Cad-Cam veneers. Some new uses explored. J Am Dent Assoc 1992;123:63-7.
27. Schilingburg H, Hobo S, Whittset LD, Jacobi R. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 3er ed. Quintessenz Publishing Co, Inc 1997.
28. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations:current consideration. J Prosthodont 1989;2:13-25.

14. CEMENTI

Biserka Lazić

Cementi su materijali ili mješavine materijala, gdje se u pravilu miješa prašak i tekućina, a finalno se dobije pasti slična masa, koja nastaje kroz reakciju obiju komponenata.

Prašak se sastoji od metalnih oksida (glavni sastojak klasičnih cemenata za pričvršćivanje je ZnO), dok je tekućina obično pogodna kiselina, pretežno u vodenoj otopini. Kod reakcije stvaraju se soli koje stvrdnjavaju u čisto amorfni matriks.

14.1. PODJELA CEMENATA

Cementi se danas dijele po raznim kriterijima: načinu primjene, sastavu i stupnju prijanjanja na tvrda zubna tkiva.

Prema načinu primjene dijele se na:

- privremene
- trajne

Razlika između tih dviju skupina je u dužini vremenskog intervala primjene. Privremeni cementi se upotrebljavaju za učvršćivanje fiksnih protetskih nadomjestaka na određeni rok, ovisno o njihovoj veličini i rasponu. Trajnim cementima se nadomjesci definitivno cementiraju.

Najčešća je podjela po njihovom sastavu:

- cinkfosfatni cementi
- silikatni cementi
- silikofosfatni cementi
- cinkoksideugenol cementi (ZOE), kao i cementi bez eugenola (Freegenol)
- etoksibenzoevi cementi (EBA)
- polikarboksilatni cementi
- staklenoionomerni cementi (GIC)

- akrilatni cementi
- kompozitni cementi

Tablica 1 – Klasifikacija i uporaba dentalnih cemenata

CEMENT	UOBIČAJENO KORIŠTENJE	POMOĆNO KORIŠTENJE
Cinkfosfatni	• za pričvršćivanje fiksnoprotetskih radova i ortodontskih aparata	• za pričvršćivanje imedijatnih radova za ispune korijenskih kanala
Cinkfosfatni za dodatkom bakrenih i srebrnih soli	• za pričvršćivanje imedijatnih radova	
Cinkoksideugenol i Freegenol	• za pričvršćivanje privremenih i imedijatnih radova • privremeno i trajno sredstvo za pričvršćivanje nadomjestaka • sredstvo za prekrivanje pulpe	
Cinkfosfatni za dodatkom bakrenih i srebrnih soli	• za pričvršćivanje imedijatnih radova	
Polikarboksilatni	• za pričvršćivanje fiksnoprotetskih radova	• vezivno sredstvo za uporabu u ortodonciji
Staklenoionomerni	• za pričvršćivanje fiksnoprotetskih radova • za sve vrste ispuna	• za zatvaranje i pečaćenje fisura
Akrilatni	• za pričvršćivanje ortodontskih bravica • za reparaturu akrilatnih krunica i mostova	• za pričvršćivanje privremenih nadomjestaka
Kompozitni	• za pričvršćivanje	

Prema ADA (The American Dental Association) i DIN (Deutsche Institut für Normirung) specifikaciji cementi se dijele prema granulometrijskom sastavu (veličini zrna) i njihovoj primjeni u dva tipa:

- TIP I – Fino-zrnati cementi za učvršćivanje fiksno-protetskih radova
- TIP II – Srednje-zrnati cementi koji se primjenjuju za podloge ispod amalgamskih i kompozitnih ispuna.

Te norme osim toga propisuju i:

- standardnu konzistenciju cemenata
- vrijeme vezivanja
- tlačnu čvrstoću
- debljinu sloga
- topljivost
- biokompatibilnost

14.2. ZAHTJEVI KOJE MORA ISPUNJAVATI DOBAR CEMENT

Ne smije biti toksičan, niti podraživati pulpu i druga tkiva. Biokompatibilnost cementa je od posebne važnosti. Njegovo djelovanje na pulpu mora biti umirujuće. Izbrušeni zubni bataljak predstavlja dentinsku ranu pa će niske pH vrijednosti konvencionalnih sredstava za pričvršćivanje, ukoliko dugo perzistiraju, dovesti do ireverzibilnih oštećenja pulpe.

Mora biti netopljiv u slini i drugim tekućinama u usnoj šupljini. Topljivost je loša karakteristika cementa. Deblji slojevi cementa u pravilu pokazuju manju topljivost, ali iziskuju više prostora pa time i više brušenja zuba. Topljivost ovisi i o rubnoj mikropukotini između protetskog rada i zuba. Što je rubna pukotina veća, povećava se i topljivost pojedinih cemenata, što pogoršava njihovu kvalitetu.

Mora imati dobra mehanička svojstva. To podrazumijeva da u kratkom vremenskom roku postigne dovoljnu čvrstoću.

Mora štititi pulpu od štetnih vanjskih utjecaja. O podrazumijeva toplinsku izolaciju, zaštitu pulpe od prodora kemijskih tvari iz sredstava za ispune, elektroizolaciju.

Estetska svojstva. Boja cementa mora odgovarati estetskim standardima. To je posebno važno kod cementiranja protetskih nadomjestaka gdje postoji mogućnost prosijavanja boje cementa kroz stjenku, npr. kod akrilatne ili keramičke krunice. Boja cementa mora odgovarati boji tvrdih zubnih tkiva i određuje se ključem boja.

Adhezijska svojstva. Idealni cement bi trebao adheriratri na tvrde zubne supstance (caklinu i dentin) jednako kao i na metalne legure, keramičke mase i akrilate, ali ne smije adherirati na zubne instrumente.

Trebao bi djelovati bakteriostatski.

Trebao bi imati dobra reološka svostva. To podrazumjeva dovoljno niski viskozitet, što omogućuje manju debljinu sloja i dovoljno dugo vrijeme za obradu na temperaturi usne šupljine.

14.3. CINKFOSFATNI CEMENT

Cinkfosfatni cement je univerzalno sredstvo za ispune i pričvršćivanje. Duga primjena u stomatologiji, od godine 1879., čini ga tzv. "tipičnim cementom", s čijim se osobinama uspoređuju osobine gotovo svih novonastalih cementnih sustava.

Cinkfosfatni cement sastoji se od smjese tekućine i praška.

Tablica 2 – Sastav tipičnog cinkfosatnog cementa

PRAŠAK	%	TEKUĆINA	%
ZnO	80 - 90	**H_3PO_4 – kao slobodna kiselina**	38.2
MgO	8.3	**H_2PO_4 – vezana za A1 i Zn**	16.2
SiO_2	1.4	**Al**	2.5
CaO, BaO, Ba_2SO_4	0.1	**Zn**	7.1
		H_2O	36

Miješanje se obavlja na rashlađenoj staklenoj pločici za miješanje, tako da se male porcije praška miješaju sa tekućinom. Svaka se porcija praška miješa otprilike 20 sekundi, dodaje se nova količina praška, a čitav postupak traje oko 1,5 minute. Nikada se već zamiješanom cementu ne smije dodati još tekućine, jer se negativno mijenjaju svojstva gotove miješavine.

Aciditet cinkfostanog cementa je najveći u početku miješanja i iznosi 3.5. Nakon 7 dana iznosi 6.9, što znači da je još uvijek kiseo te da predstavlja opasnost za pulpu.

Tijek vezivanja: Vezivanje cinkfosfatnog cementa temelji se na pretvaranju cinkovnog oksida u cinkov fosfat uz oslobađanje topline.

Ukupno vrijeme vezanja cementa ovisi o intenzitetu miješanja, sporijem ili bržem dodavanju praška u tekućinu, a prema DIN-normi broj 13903 iznosi oko 20 minuta.

Apsolutno suho radno polje je uvjet za kvalitetno pričvršćivanje jer nazočnost sline trenutačno prekida vezivanje cinkfosfatnog cementa. Tijekom stvrdnjavanja oslobađa se toplina.

Debljina sloja je u većini slučajeva 10-40 mikrometara. Ona ovisi o omjeru praška i tekućine.

Topljivost je veliki nedostatak svih cemenata, pa tako i cinkfosfatnog cementa. Topljivost dovodi do dezintegracije cementa, što je za praksu od velikog značaja jer o tome ovisi više ili manje zaštita dentina i cakline, a time i funkcijska trajnost fiksnoprotetskog rada. Toksičnost cinkfosfatnog cementa, ili bolje rečeno fosforne kiseline, je dobro poznata i mnogo puta dokumentirana. Međutim, kako se materijal upotrebljava niz godina, klinički je prihvatljiv tako dugo dok se oprezno pristupa preparaciji zuba i kad ona nije preblizu pulpe.

Indikacije. Cinkfosfatni cement se koristi za trajno cementiranje krunica i mostova. On je dobar toplinski izolator pa se najviše koristi za podlogu ispuna te kao čvrsti ispun za korijenske kanale.

Komercijalni nazivi:

Harvard cement (Richter & Hoffmann)

Multiplen (Dorident)

Zink zement (De Trey)

Elite cement (G.C)

14.4. SILIKATNI CEMENT

Od svih opisanih cemenata silikatni je cement najmanje podnošljiv za pulpu. Toksičnost ovog cementa je toliko velika da i kroz par godina može izazvati nekrozu pulpe. Boja cementa bila je glavni razlog njegove uporabe.

Tablica 3 – Sastav silikatnog cementa

PRAŠAK	%	TEKUĆINA	%
SiO_2	38	**H_3PO_4**	42
Al_2O_3	30	**$P1PO_4$**	10
Na_3PO_4	8	**$Zn_3(PO_4)_2$**	8
CaF_2	24	**H2O**	40

Miješavine. Prašak se dodaje tekućini dok se ne dobije homogena masa. Miješa se plastičnom špatulom na plastičnoj pločici. Ručno miješanje traje 60 – 70 sekundi.

Vezanje. Stvrdnjavanjem dolazi do veza između alumosilicijevog gela i fosfatne matrice. Najveći nedostatak je oslobađanje fosforne kiseline koja uzrokuje slilikonekrozu pulpe. Silikatni cementi su danas u potpunosti zamijenjeni kompozitima.

14.5. SILIKOFOSFATNI CEMENT

Sastav. Silikofosfatni cementi su mješavine prvih dviju cementnih sorti i opisuju se kao "kameni cementi". Oni posjeduju toksičnost silikatnih cemenata, a topljivost u ustima im je, u uporedbi sa cinkfosfatnim cementima, prilično velika. Zbog svojih nedostataka danas se više ne upotrebljavaju.

14.6. CINKOKSIDEUGENOL CEMENT (ZOE)

Ovi cementi su u uporabi od godine 1894. kada ih je prvi puta upotrijebio Wessler, a u sastavu je imao cinkov oksid i ulje klinčića.

Ros ga je odine 1934.poboljšao promjenom odnosa praška i tekućine.

Tablica 4 – Sastav cinkoksideugenol cementa

PRAŠAK	%	TEKUĆINA	%
ZnO	69	**Eugenol**	85
Kolofonij	29	**Maslinovo ulje**	15
Cinkov stearat i cinkov acetat	2		

Vezanje. U reakciji vezanja između praška i tekućine nastaje cinkov eugenolat koji je kemijski helator. Vrijeme vezivanja je uz dodatak akceleratora ubrzano, jer se u pravilu smjese između cinkovog oksida i eugenola sporo vežu. Vlaga kod ovih cemenata ubrzava tijek vezivanja..

Indikacije. Privremeno učvršćivanje fiksnoprotetskih radova.

Komercijalni nazivi.

Temp bond (Kerr)

Varibond (Van R.)

Zone (G.C.)

Mnogi autori navode probleme kod uporabe ovih cemenata. Ovi cementi ne adheriraju na caklinu i dentin.

14.7. ETOKSIBENZOEV CEMENT (EBA)

Ime ovih cemenata potiče od imena za ortoetoksibenzoevu kiselinu.

Tablica 5 – Sastav etoksibenzoevog cementa

PRAŠAK	%	TEKUĆINA	%
ZnO	64	**Etoksibenzoeva kiselina**	62
Kvarc, aluminijev oksid	30	**Engenol**	38
Hidrirana smola	6		

Miješanje. Prašak se u malim količinama dodaje tekućini dok se ne postigne kruta konzistencija. Velika topljivost ovih cemenata temelji se na oslobađanju eugenola.

Indikacija. Privremeni cement za pričvršćivanje fiksnoprotetskih radova. Eugenol djeluje kao omekšivač na sintetske materijale pa se ne preporučae za privremeno cementiranje akrilatnih krunica i mostova.

14.8. POLIKARBOKSILATNI CEMENTI

Ovi cementi su relativno novi sintetski materijali za pričvršćivanje. Pripadaju grupi adhezivnih cemenata. Na poboljšanju adhezivnih svojstava i biološke podnošljivosti ovih cemenata radio je Smith 1968. godine. Ti cementi imaju relativnu biokompatibilnost što se pripisuje velikim poliakrilnim molekulama koje teško prodiru u dentinske tubuluse.

Tablica 6 – Sastav polikarboksilatnog cementa

PRAŠAK	%	TEKUĆINA	%
ZnO	50-90	**Poliakrilna kiselina**	40-50
MgO	0 –10	**H_2O**	50-60
$A1_2O_3$	10- 40		
ZnF_2	0-2		

Vezanje. Dugi lanci poliakrilne kiseline se spajaju međusobno pomoću atoma cinka. Cink reagira s karboksilnim grupama poliakrilne kiseline stvarajući polikarboksilate. Osim s atomima cinka karboksilne grupe poliakrilne kiseline vežu se sa kalcijem iz cakline i dentina te stvaraju poliakrilni kacijev kompleks. Time se postiže adhezija karboksilatnog cementa na tvrda zubna tkiva.

Topljivost. Topljivost u vodi je relativno niska ali je kontrakcija tijekom vezanja 4 puta veća nego kod cinkfosfatnih cemenata. Debljina sloja ovog cementa je između 10 i 15 mikrona što je daleko manje od cinkfosfatnog cementa.

Indikacija. Pričvršćivanje fiksnoprotetskih radova (krunica, mostova), ali zbog malog modula elastičnosti, može se primijeniti samo u područjima manjeg opterećenja.

Komercijalni nazivi.

Poly-C (DeTrey)

Durelon (Espe)

Hy-Bond Polycarboxylat (Shofu)

14.9. STAKLENOIONOMERNI CEMENTI

Staklenoionomerni cementi su materijali koji se u posljednjem desetljeću najčešće primjenjuju zahvaljujući dobroj adheziji na zubno tkivo, karijesprotektivnom učinku, biokompatibilnosti te jednostavnom rukovanju. Godine 1969. Wilson ih je sa suradnicima usavršio, a u stomatološku praksu ih uvodi John McLeean.

Prema načinu primjene staklenoionomerni cementi dijele su u 3 skupine (Wilson, Mclean 1988.)

- Tip I staklenoionomerni cementi (luting) – za cementiranje
- Tip II staklenoionomerni cementi (restorative) – za ispune, estetski i pojačani
- Tip III staklenoionomerni cementi (lining) – za podloge, dobro adheriraju na dentin

Sastav. Dolaze u promet u obliku praška i tekućine. Prašak čine čestice stakla, a tekućina je 50 %-tna vodena otopina poliakrilne, itakonske i vinske kiseline.

Tablica 7 – Sastav staklenoionomernog cementa

PRAŠAK	%	TEKUĆINA	%
Aluminij-silikatno staklo s kalcijem i fluorom	100	**Kopolimer poliakrine i itakonske kiseline**	48
		Vinska kiselina	5
		H_2O	47

U početku je tekuća komponenta bila poliakrilna kiselina. Da bi se spriječilo stvaranje gela, trebalo je naći kiselinu niske molekulske mase i visoke koncentracije. Danas se koristi kopolimer akrilno-itakonične kiseline. Neki cementi sadrže kopolimer akrilne i maleične kiseline. Itakonična kiselina snižava viskoznost tekućeg dijela i sprječava geliranje prouzročeno međumolekulskim vodikovim vezama. Tartarična kiselina služi u tekućini kao akcelerator koji olakšava izvlačenje iona iz staklenog praška.

Vezanje. Vezanje nastaje djelovanjem kiseline, tj. vodikovih iona na površini čestica stakla. Oslobađaju se ioni aluminija i kalcija te se formira silicijev hidrogel. Nastaje kompleks građen od čestica stakla obavijenih silicijevim hidrogelom koji je ugrađen u matriks kojeg čine kalcijeve i aluminijeve poliakrilne soli. Stakleni ionomerni cementi imaju sposobnost adhezije na caklinu i dentin zbog stvaranja kovalentnih i međumolekulskih veza. Do adhezije dolazi uslijed reakcije karboksilnih grupa poliakrilne kiseline (-COO) sa kalcijevim ionima (Ca++) iz površine cakline. Karboksilne grupe reagiraju i sa kolagenom dentina.

Prednosti:

- Adhezija na zubno tkivo.
- Karijesoprotektivni učinak. Zbog kontinuiranog otpuštanja fluorida, ovi cementi su posebno prikladni u slučajevama kada se fiksni nadomjesci izrađuju zbog visoke incidencije sekundarnog karijesa.
- Za razliku od drugih cemenata, SIC posjeduju ekspanziju i kontrakciju sličnu onoj koju imaju tvrda zubna tkiva.
- Prihvatljiva debljina sloja.

Indikacija. Vrlo pouzdana sredstva za definitivno pričvršćivanje krunica i mostova. Široka primjena u dentalnoj patologiji.

Komercijalni nazivi.

Glasionomer Tip I (Shofu)

Ketac-bond (Espe)

Ketac-fill (Espe)

G.C. Fuji I (G.C.)

14.10. AKRILATNI CEMENTI

Akrilatni cementi su kopolimeri hladno-polimerizirajućih sintetskih materijala sa velikom sposobnošću adhezije kao i dobrom tvrdoćom i čvrstoćom.

Sastav. Prašak – PMMA uz punilo; Tekućina – Metilmetakrilni monomer.

Vezanje. Prilikom vezanja ovog cementa razvija se toplina. Kratko vrijeme vezivanja, velika kontrakcija za vrijeme vezivanja kao i njegovo štetno djelovanje na pulpu predstavljaju njegova loša svojstva te ga stavljaju u grupu cemenata s ograničenom primjenom.

Indikacija. Reparatura akrilnih krunica i mostova, učvršćivanje akrilatnih faseta, te trajno cementiranje protetskih nadomjestaka na devitalizirane bataljke.

14.11. KOMPOZITNI CEMENTI

Sastav. Diglicid-eter-bisfenol i metakrilna kiselina.

Indikacija. Ograničeno korištenje za učvrščivanje fiksno-protetskih nadomjestaka i za direktno pričvrščivanje ortodontskih bravica. Za njihovu primjenu potrebno je jetkanje zubne površine kiselinom.

Loše osobine:

- nadražujuće djelovanje na pulpu
- iznimno kratko vrijeme manipulacije
- stvaranje sloja velike debljine

Danas se upotrebljavaju autopolimerizirajući kompoziti čiji se organski matriks sastoji od aromatskih diakrilata sa zrncima punila veličine 0,2 do 30 mikrona.

LITERATURA:

1. Behr M, Rosentritt M. Zemente in der Zahnmedizin. Quintessenz 2003; 54:829-37.
2. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. J Dent 2002;7-8:333-34.
3. Cristensen GJ. Glass ionomer as a luting material. J Dent Res 1990;120:59-62.
4. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont 2000; 13:350.
5. Diaz-Arnold M, Vargas M, Haselton D. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosth Dent 1999; 81:135-41.
6. Kan KC, Messer LB, Messer HH. Variability in citotoxicity and fluoride release of resin-modified glass-ionomer cemnts. J Dent Res 1999;76:1502-7.
7. Kielbassa A, Attin T, Schalleg G, Hellwig E. Untersuchungen zur initialen Diffusion von Eugenol aus verschiedenen zahnärztlichen Zementen durch Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 1995;50:589.
8. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Randspaltverhalten von Keramikinlays bei Verwendung von modifizierten Glassionomer – Kompomer und Kompositzement. Dtsch Zahnärztl Z 2000;55:540-2.
9. Lazić B, Kosovel Z. Ispitivanje prionljivosti nekih vrsta cemenata u laboratorijskim uvjetima. Acta Stomatol Croat 1986;20:61-6.
10. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Groger G, Handel G. Marginal adaptation of ceramic inlays using different luting cements. J Dent Res 2002; 36:81A.
11. Sidhu S, Watson T. Resin modified glass – ionomer materials. Part 1: properties. Dent Update 1995; 22:429-32.
12. Suvin M, Kosovel Z. Fiksna protetika. Zagreb: Školska knjiga, 1985.

Yoshida Y, Meerbeek B, Nakayiama Y, Snauwaert J, Hellmans L, Vankerle G. Evidence of chemical bonding at biomaterial – hard tissue interfaces. J Dent Res 2000; 79:709-14.**10.**

15. SADRA

Vlado Carek

15.1. UVOD

Proizvodi od sadre primjenjuju se u stomatologiji više nego mnogi drugi materijali. Meka sadra, tvrda sadra, poboljšano tvrda sadra i uložne mase čine grupu proizvoda koji su u tijesnoj vezi, o čemu će biti riječi kasnije.

S neznatnim modifikacijama, sadreni proizvodi se upotrebljavaju u nekoliko različitih svrha. Na primjer, koriste se za uzimanje otisaka bezubih čeljusti, danas vrlo rijetko zbog njihove neelastičnosti i lakog lomljenja. Koriste se uglavnom za izradu studijskih i radnih modela, kao dodatak materijalima za ulaganje u postupku lijevanja i izradu «blokova» za lemljenje. Ovi se materijali koriste i za fiksiranje radnih modela u artikulatore te izradbu kalupa u kiveti pri polimerizaciji baze mobilnih proteza.

Sadra je dihitratni oblik kalcij-sulfata ($CaSO_4$ x $2H_2O$). Obično je bijele do mliječno-žućkaste boje i u prirodi se nalazi u kompaktnm slojevima. Ponekad može biti sive, crvene ili smeđe boje zbog prisutnosti tvari kao što su glina, željezni i oksidi nekih drugih metala.

Čiste, bijele i guste podvrste poznate su kao *alabaster* po nalazištu u Egiptu (Alabastron). Mineralna sadra ima komercijalnu važnost i poznata je kao bijela sadra - *plaster of Paris.* Ovaj je proizvod dobiven pečenjem sadrenog materijala iz nalazišta blizu Pariza u Francuskoj. Naslage sadre nađene su i u mnogim drugim zemljama, pa i u Hrvatskoj, blizu Samobora i na otoku Visu.

Nalazišta sadre su u blizini rudnika soli, u istoj visini ili ispod tih naslaga jer je specifična težina sadre veća od specifične težine soli.

15.2. KEMIJSKE KARAKTERISTIKE SADRENIH PROIZVODA

Sadra je mineral, koji u prirodi dolazi kao kalcijev sulfat - dihidrat, tj. kao kalcijeva sol sumporne kiseline s dvjema molekulama vode. $CaSO_4 + 2H_2O$ je specifične težine 2,3 i čvrstoće po Moss-u 2.

Svi oblici sadrenih prozvoda dobivaju se iz mineralne sadre. Pri zagrijavanju sadreni materijal gubi 1,5 g/mola od svoja 2 g/mola vode i pretvara se u poluhidrat kalcijevog sulfata. Kada se pak poluhidrat kalcij-sulfata miješa sa vodom, dolazi do obrnute reakcije i kalcij-sulfat poluhidrat se pretvara u kalcij-sulfat dihidrat.

Ovakva kemijska reakcija događa se bez obzira je li se sadreni materijal koristi kao materijal za otiske, modele ili kao dodatak uložnim materijalima.

Budući da pri zagrijavanju sadra gubi kristalnu vodu, dobiva nova fizikalna i kemijska svojstva. Sigurno je da je ta voda s njom vezana i da je to konstituciona voda. Poluhidrat kalcijeva sulfata dobro je topiv u vodi.

Spomenutim postupkom djelomične dehidratacije dobije se tzv. poluhidrat koji se primjenjuje uglavnom za otiske, jer je nakon vezivanja relativno mekan. Poluhidratni kristali su karakterizirani iregularnim oblikom, za razliku od poluhidrata koji se odlikuje velikom tvrdoćom nakon vezivanja i zato se koristi za izradbu radnih modela (tvrda sadra).

Sadra se stvara tako da se materijal kalcinira pod tlakom u autoklavu, uz prisutnost vode kod temperature od 120-130^{0}C.

Sposobnost poluhidrata da lako veže vodu upućuje na potrebu zaštite preparata od prijevremene hidratacije, ali i predstavlja osnovu vezivanja ili otvrdnjavanja sadre.

Brzina ove reakcije zavisi od uvjeta za rastvaranje poluhidrata tj. od količine i temperature vode, brzine i intenziteta miješanja i veličine zrna praška.

Povišenjem temperature iznad 130^{0}C poluhidrat gubi vodu i postaje topivi anhidrit, specifične težine 2,9 i tvrdoće po Moss-u 3.

Iznad 200^{0}C formira se relativno netopivi "prirodni" anhidrit koji je identičan sadri u prirodi. Na temperaturi od 1200^{0}C $CaSO_4$ se kemijski raspada te se ne može upotrijebiti kao sastavni dio uložnih materijala.

Tijekom godina razvijale su se razne teorije o mehanizmu stvrdnjavanja sadre. Među ovima su dvije najvažnije, a to su kristalna i gel - teorija stvrdnjavanja. Zapravo, obje teorije imaju slabe točke, ali kako se mnoge karakteristike ponašanja sadre mogu objasniti pomoću kristalne teorije, ona je mnogo prihvatljivija.

15.3. PROIZVODNJA MEKANE, TVRDE I POBOLJŠANO TVRDE SADRE

Vrste sadre, korištene u stomatologiji, klasificirane su kao sadra za otisak, mekana, tvrda i poboljšano tvrda sadra ili tip I, II, III, i IV (ADA specifikacija broj 25).

Iako ove vrste imaju identične formule poluhidrata kalcijevog sulfata, one imaju različita fizikalna svojstva, zbog kojih se svaka od njih koristi u različite svrhe u stomatologiji. Sve ove varijante sadre napravljene su od kalcij-sulfata dihidrata mineralne sadre, s glavnom razlikom u načinu uklanjanja dijelova vode iz molekula kalcij-sulfata dihidrata:

1. Mekana sadra se proizvodi zagrijavanjem mineralne sirovine u otvorenom kotlu na temperaturi 110-120^{0}C. Tako nastali poluhidrat zove se "beta" kalcij-sulfat poluhidrat. Poznato je da takav prah ima nepravilan oblik i da je porozan.
2. Ako se kristalna voda mineralne sadre uklanja pod pritiskom i uz nazočnost vodene pare na oko 125^{0}C, proizvod se zove tvrda sadra. Čestice praha ovog proizvoda su jednolikije po obliku i gušće od čestica meke sadre. Poluhidrat proizveden na ovaj način zove se "alfa" kalcij-sulfat-poluhidrat.
3. Treća vrsta nastaje kada se voda od kristalizacije uklanja dodavanjem drugog kemijskog sredstva, na primjer 30%-tne otopine kalcijevog klorida, nakon čega se kloridi isperu i poluhidrat kalcijevog sulfata osuši i samelje do željene finoće. Prah dobiven ovim postupkom je najgušći i opisuje se kao poboljšano tvrda sadra.

15.4. SVOJSTVA I PRIMJENA

Glavna svojstva sadrenih proizvoda su vrijeme stvrdnjavanja, finoća čestica praha, kompresivna čvrstoća, naprezanje pri istezanju, tvrdoća, otpornost na abraziju, dimenzionalne promjene i reprodukcija detalja.

15.4.1. Vrijeme stvrdnjavanja

Vrijeme potrebno da se završi reakcija, točnije da se sav poluhidrat pretvori u dihidrat, zove se zaključno vrijeme stvrdnjavanja i važno iz praktičnih razloga. Ako je brzina stvrdnjavanja velika, zamiješani materijal može otvrdnuti prije nego je terapeut imao prigodu s njom propisno raditi. S druge strane, ako je reakcija odviše spora, potrebno je previše vremena da se radnja završi. Pravilno vrijeme stvrdnjavanja je, prema tome, najvažnije svojstvo sadrenih materijala. Važno je napomenuti da zaključno vrijeme stvrdnjavanja nije jedina referentna veličina u tijeku stvrdnjavanja sadre.

Kemijska reakcija započinje u trenutku kada se prah pomiješa sa vodom. Tada se mali dio poluhidrata pretvori u sadru koja je tada polutekuće konzistencije i može se lijevati. Kako reakcija napreduje, stvara se sve više kristala dihidrata i proporcionalno raste viskozitet. Upravo ovo vrijeme, u kojem se sadra može lijevati u kalup, zove se "radno vrijeme".

Dužinu ovih vremena može ugoditi proizvođač, kako bi sadru prilagodio nekoj posebnoj namjeni. Primjeri su sadra za otisak i poboljšano tvrda sadra za izradu modela.

Radno vrijeme sadre za otisak je ono vrijeme koje je potrebno da ju terapeut zamiješa, premjesti u žlicu za otisak i namjesti preko bezubnog grebena. Za sve to zajedno potrebno je oko dvije do tri minute. Za pacijenta je ugodnije ako takav otisak izvadimo iz usta što prije, pa nakon vađenja treba sačekati još dvije do tri minute. To znači da bi zaključno vrijeme stvrdnjavanja sadre trebalo biti četiri do šest minuta. Premda se poluhidrat kalcijevog sulfata uvelike koristi u različitim materijalima u stomatologiji, njihova radna vremena znatno variraju i određena su da pogoduju posebnim potrebama.

Vrijeme stvrdnjavanja sadrenih proizvoda može se lako promijeniti utjecanjem na brzinu kemijske reakcije zbog dodataka prikladnih kemijskih sredstava ili promjenom postupka miješanja. Manja količina vode, duže miješanje, povišena temperatura vode, natrij-klorid i slično, mogu ubrzati proces stvrdnjavanja.

Prema tome, veća količina vode, hladna voda ili zagrijana preko 50^0C, kraće miješanje, dodatak boraksa i natrij-klorida u većim koncentracijama mogu usporiti brzinu stvrdnjavanja. Omjer vode i praha također može promijeniti vrijeme stvrdnjavanja sadre.

Reakcija 1 g/mola sadre sa 1,5 g/mola vode stvara 1 g/mol sadrenog materijala. Može se izračunati da 100 grama sadre zahtjeva 18,61 grama vode da bi nastao dihidrat. U praksi se, međutim, sadra ne može miješati s tako malom količinom vode i dobiti materijal pogodan za rukovanje. Kako bi se izmiješalo 100 grama sadrenog praha do praktički upotrebljive konzistencije, mora se iskoristiti barem 45-50 grama vode.

Važno je napomenuti da će samo 18,61 grama vode reagirati sa 100 grama sadrenog praha, a višak će biti raspoređen kao slobodna voda u stvrdnutom materijalu, bez sudjelovanja u kemijskoj reakciji. Višak vode potreban je kako bi vlažio čestice praha tijekom mješanja. Prirodno, ako se 100 grama sadre miješa sa 50 grama vode, tako dobiveni materijal se lakše ulijeva u kalup, ali je kvaliteta stvrdnute sadre lošija. Kada se sadreni prah miješa s manjom količinom vode, izmiješani materijal je gušći, teži za rukovanje, ali mu je kvaliteta bolja. Kako je ranije spomenuto, glavna razlika između meke, tvrde i poboljšano tvrde sadre je u obliku i stanju kristala kalcij-sulfata poluhidrata. U mekoj sadri kristali su nepravilnog oblika i porozni, a kod tvrde sadre i poboljšano tvrde sadre su gušći i pravilnijeg izgleda. Ova razlika u fizikalnom

obliku i prirodi kristala omogućava dobivanje iste konzistencije s manjom količinom vode kod poboljšano tvrde sadre nego li kod mekane sadre.

U svakodnevnoj praksi to znači kako mekana sadra treba 45 ml vode za svakih 100 grama praha, kada se postiže pravilna konzistencija, dok tvrda sadra treba oko 30 ml, a poboljšano tvrda sadra tek 22-24 ml vode. Razlika u omjerima vode i praha ima naglašeno djelovanje na kompresivnu čvrstoću i kvantitetu abrazivne rezistencije.

Spatulacija je također jedan od faktora kojim se može utjecati na vrijeme stvrdnjavanja sadre. Može se obavljati ručno ili ručno-mehanički.

Mogućnost ulaska zraka u smjesu u tijeku mehaničkog miješanja sprječava se vakumiranjem smjese, što ujedno smanjuje poroznost.

Očito je, kada se prah stavi u vodu, započinje kemijska reakcija i formira se nešto dihidrata. Tijekom spatulacije novo-formirani dihidrat se razbija u manje kristale i stvara nove centre kristalizacije. Budući da povećana brzina spatulacije uzrokuje formiranje više centara kristalizacije, pretvorba poluhidrata u dihidrat ide brže.

Kompresivna čvrstoća je obrnuto proporcionalno povezana s omjerom vode i praha. Što se više vode koristi za smjesu, to je niža kompresivna čvrstoća. Meka sadra ima najveću količinu suvišne vode, dok poboljšano tvrda sadra sadrži najmanje suvišne vode. Suvišna voda je homogeno raspoređena u smjesi i nije kemijski povezana, pa samo pridonosi volumenu, ne i čvrstoći materijala. Stvrdnuta meka sadra je poroznija nego li tvrda sadra, stoga ima i manju kompresivnu čvrstoću.

Stoga postoje dvije vrste kompresivne čvrstoće: mokra i suha kompresivna čvrstoća.

Mokra kompresivna čvrstoća sadrenih materijala je ona s malo ili puno suvišne vode u uzorku, dok je suha čvrstoća ona s kompletno uklonjenom suvišnom vodom. Suha kompresivna čvrstoća je obično dvostruko veća od mokre..

Površinska tvrdoća sadrenih materijala povezana je proporcionalno s njihovom kompresivnom čvrstoćom. Što je veća kompresivna čvrstoća ukupnog stvrdnutog sadrenog materijala, to su veće vrijednosti njegove površinske tvrdoće. Površinska tvrdoća razumljivo raste brže od kompresivne čvrstoće, budući da se površina suši brže od unutrašnjosti materijala.

Još je jedno svojstvo od velike važnosti u stomatološkoj protetici, a to je otpornost na abraziju. Poželjno je da materijali za izradbu radnih modela imaju visoke vrijednosti otpornosti na abraziju. Poboljšano tvrda sadra ima veću otpornost prema abraziji nego li tvrda sadra. U praksi je ustanovljeno kako ni poboljšano tvrda sadra nema potrebnu otpornost na abraziju.

Zbog primjene lateralnih (transverzalnih) sila, kao što je vađenje modela iz otiska, postoji tendencija loma. Zbog lomljive prirode sadrenih materijala prije će doći do loma nego li do svijanja.

Slijedeće važno svojstvo je reprodukcija detalja, što je kod sadrenih materijala vrlo uspješno. Mjehurići zraka se često formiraju na granici otiska i sadrenog odljeva, jer sadra nedovoljno vlaži neke gumene materijale za otisak, posebno one silikonskog tipa. Upotreba vibriranja tijekom ulijevanja sadre u otisak smanjit će prisutnost mjehurića zraka. Kontaminacija otiska slinom ili krvlju može također utjecati na reprodukciju detalja. Ispiranje otiska, uz ispuhivanje vode, poboljšat će reprodukciju detalja na modelu.

Kada su stvrdnuti, svi sadreni proizvodi pokazuju mjerljivu linearnu ekspanziju. Postotak ekspanzije pri stvrdnjavanju varira s obzirom na vrstu sadre. Ekspanzija pri stvrdnjavanju može se kontrolirati raznim načinima postupanja, kao i dodavanjem nekih kemikalija. Povećanje spatulacije će povećati ekspanziju stvrdnjavanja. Omjer vode i sadrenog praha također ima učinka. S povećanjem toga omjera smanjuje se ekspanzija stvrdnjavanja. Dodavanje natrij-klorida, u manjim koncentracijama, povećava ekspanziju pri stvrdnjavanju, dok je u isto vrijeme skraćeno vrijeme stvrdnjavanja. Dodatak 4% kalij-sulfata, s druge strane, smanjuje i ekspanziju i vrijeme stvrdnjavanja. Ako su tijekom stvrdnjavanja sadreni materijali uronjeni u vodu, povećava se ekspanzija. To se zove higroskopna ekspanzija. Važno je napomenuti da je ona, premda mala, gotovo dva puta veća od normalne ekspanzije stvrdnjavanja.

Temperatura vode i okoline imaju utjecaja na vrijeme stvrdnjavanja sadrenih proizvoda, prouzročivši promjene topivosti poluhidrata, odnosno dihidrata kalcij-sulfata, što vodi promjeni brzine reakcije. Iz iskustva se vidi kako povećanje temperature, s 20 na 37^{0}C, lagano povećava brzinu reakcije i skraćuje vrijeme stvrdnjavanja. Kada se temperatura poveća iznad 37^{0}C, brzina reakcije se smanjuje i vrijeme stvrdnjavanja produžuje. Na 100^{0}C ne dolazi do reakcije i sadra se neće stvrdnuti do kraja. Krv, slina, agar ili alginati usporavaju stvrdnjavanje sadrenih proizvoda (modela), a kada su u dodiru sa sadrenim poluhidratom tijekom stvrdnjavanja prouzroče mekanu površinu sadrena modela, podložnog abraziji.

Brzinu stvrdnjavanja ubrzavaju:	**Brzinu stvrdnjavanja usporavaju:**
- sitno zrno praha sadre	- veća količina vode
- manja količina vode	- hladna voda ili ona iznad 50^{0}C
- duže mješanje	- kraće mješanje
- voda do 30^{0}C	- boraks, vodeno staklo, dekstrin

- K_2SO_4 do 4%
- NaCl, Na_2SO_4 u manjim koncentr.
- NaCl i Na_2SO_4 u većim koncentracijama

Brzina stvrdnjavanja u ustima je praćena ekspanzijom, koja ima dvostruki uzrok: rast i kaotičan raspored kristala (vezivna ekspanzija), kao i upijanje vode iz okoline (higroskopna ekspanzija). Ova ekspanzija je nepovoljna, pa se u cilju njenog suzbijanja mješavini sadre i vode dodaje do 4% K_2SO_4 koji ujedno i ubrzava vezivanje sadre.

<u>Povećava ekspanziju:</u>

- topla voda
- veća količina vode
- dugo mješanje
- NaCl i KCl u malim koncentr.

<u>Smanjuje ekspanziju:</u>

- mala količina vode
- kraće mješanje
- K_2SO_4 do 4%
- NaCl i Na_2SO_4 u većim koncentracijama

15.4.2. Primjena

Sadra se u stomatologiji primjenjuje u raznim fazama rada, uglavnom kao pomoćni materijal. Spektar primjene vrlo je širok. Razlog tome svojstva su sadre koja se mogu modificirati, ovisno o primjeni.

Na primjer, pri korištenju sadre kao otisnog materijala, ona mora odgovarati nekim zadacima kao što su točnost i preciznost otiska, neškodljivost za pacijenta, kratko vrijeme stvrdnjavanja, ugodan miris, što manje promjene volumena, lomljenje u pravilnim linijama i dr.

Kada se sadra koristi kao materijal za odljevanje otisaka i izradbu radnih modela mora isto zadovoljavati neke zahtjeve: preciznost odljeva, male dimenzionalne promjene, visoka tvrdoća i čvrstoća, otpornost na abraziju, samo su neki od zahtjeva koje sadra treba zadovoljiti.

Kao dio uložnih materijal i materijala za izradbu blokova u svrhu lemljenja, zahtjevi su nešto drugačiji. Ovdje se traži velika sposobnost reprodukcije, da ne stupaju u kemijske reakcije sa građevnim materijalima, da imaju u određenom stupnju izraženu vezivnu i termičku ekspanziju, da su mehanički otporni, dovoljno porozni za izlazak plinova iz ljevne šupljine, te da se lako odvajaju od izljevanih metalnih nadoknada.

Sadra se koristi i kao pomoćni materijal pri izradi totalnih proteza, gdje služi za izradbu kalupa pri zamjeni voska za akrilat. Ovdje je neobično važno svojstvo kompresivne čvrstoće, jer se akrilat pod velikim pritiskom preša u takav kalup.

LITERATURA:

1. Combe Ec, Smith DC. Further studies of impression compounds. Dent Pract 1965; 15 : 292.
2. Council on Dental Materials and Devices: New American Dental Association Specification (No 25) for dental gypsum products. J Am Dent Assoc. 1972.
3. Craig R. Restorative dental materials: Gypsum compounds The C.V. Mosby Company St. Louis, Toronto, London 1980.
4. Kosovel Z. Nikšić D. Suvin M. Materijali za stomatološku protetiku, Zagreb 1969; 69-74.
5. Peyton FA, Leibold JP, Ridgley GV. Surface hardness, compresive strength, and abrasion resistance of indirect die stones. J Prosthet Dent 1952; 2 : 381.
6. Phillips R W. Skinner's Science of dental materials. Philadelphia: W.B. Saunders Comp.,1974.

16. MATERIJALI ZA ULAGANJE

Jasenka Živko Babić

Nastojanje da se zubni nadomjestak izradi iz metala vraća nas 2000 do 3000 godina unatrag. Dugo vremena metal se oblikovao bilo u čvrstom ili plastičnom stanju i tako oblikovani dijelovi spajali su se savijanjem žice, zakivanjem ili lemljenjem. Kasnije se javila potreba da se metal pokuša obraditi tehnikom lijevanja. Lijevanje je u Kini bilo poznato još prije naše ere, dok se u Europi susreće tek u srednjem vijeku u umjetnosti i obrtu.

Za struku važan razvoj tehnike lijevanja vezan je uz imena Ollendorfa (1904.) i Taggarta (1907.) i stoji u uskoj vezi s razvojem aparata za lijevanje koji su tek tada omogućavali siguran odljev.

Uvođenje tehnike lijevanja zahtjevalo je i primjenu specijalnih materijala za ulaganje. Voštani se model obloži uložnim materijalom. Nakon stvrdnjavanja uložnog materijala vosak se uklanja bez ostataka (postaje tekuć i djelomice izgara) a u prazan prostor kivete ulijeva se metal.

Podjela materijala za ulaganje:

1. za lijevanje plemenitih legura
2. za lijevanje neplemenitih legura
3. za lemljenje

Prilagodljivost protetskog rada u ustima uvjet je ispunjenja njegove terapijske i profilaktičke uloge. Nasuprot tome zahtjevu stoje različiti materijali, postupci i metode obrade. Neminovne su promjene volumena koje nastaju tijekom termičke obrade materijala, posebno tijekom hlađenja. Pritom se prvenstveno misli na kontrakciju materijala za modeliranje (vosak, hladnopolimerizirajući polimerii) i kontrakciju metala. Kontrakcija oba spomenuta materijala mora se kompenzirati uložnim materijalom.

16.1. ULOŽNI MATERIJALI ZA LIJEVANJE PLEMENITIH LEGURA

Uložni materijali za lijevanje plemenitih legura sastoje se od glavnih komponenta i dodataka. Glavne komponente jesu vatrootporni dijelovi i vezivo.

Vatrootporni sastojak je silicijev dioksid (SiO_2), odnosno njegove alotropske modifikacije, kvarc, tridimit ili kristobalit. Svaka kristalizacijska pretvorba ovisi o visini temperature i uzrokuje promjenu volumena.

Vezivo čini **sadra**. Uloga veznog sredstva je da osigura zadani oblik materijala za ulaganje. Uložni materijali na osnovi sadre primjenjuju se kod lijevanja plemenitih legura s temperaturama predgrijavanja od 650 do700^{o}C

Kod materijala sa sadrom pretežno se radi o poluhidratu sadre ($CaSO_4$ x 1/2 H_2O), Â, i ß modifikaciji. Nakon miješanja praha uložnog materijala s odgovarajućom tekućinom, tijekom vezanja prvotno dolazi do kontrakcije od 0,35% a zatim do ekspanzije od oko 0,3%. Tijek vezanja traje oko 30 do 40 minuta, pri čemu uslijed egzotermne reakcije dolazi do zagrijavanja kivete. Tijekom predgrijavanja kivete sadra prolazi novi ciklus pečenja. Pritom gubi vodu i prelazi u anhidrid. Gubitak kristalne vode na temperaturi do 250°C uzrokuje ekspanziju sadre, a iznad 300°C dolazi do jače kontrakcije sadre (pri 700°C -2%). Stoga se potrebna ekspanzija uložnog materijala, da bi kompenzirala kontrakciju metala, osigurava dodatkom kristobalita. Na temperaturi iznad 750°C, sadra se raspada u kalcijev oksid, silicijev dioksid i kalcijev sulfid koji reagira s metalom i može doći do njegovog oštećenja u obliku krhkosti ili poroznosti uvjetovane djelovanjem nastalih sulfida.

Odnos kvarc : sadra najčešće iznosi 3 (2): 1.

Dodaci su tvari u količini do 2 % ukupnog udjela komponenata.

Na brzinu vezanja uložnog materijala utječu: boraks i natrijev sulfat.

Ekspanziju smanjuje: grafit.

Ekspanziju povećava: natrijev klorid, kalijev klorid i litijev klorid.

U dodatke se ubrajaju i boje.

16.2. ULOŽNI MATERIJALI ZA LIJEVANJE VISOKOTALJIVIH PLEMENITIH LEGURA I NEPLEMENITIH LEGURA

Uložni materijali za lijevanje visokotaljivih plemenitih legura i neplemenitih legura s temperaturama predgrijavanja od 700 do 1200ºC imaju **fosfate** kao vezivo, dok su modifikacije silicijeva dioksida i ovdje vatrootporni sastojak. Ovoj grupi pripadaju i uložni materijali za lijevanje skeleta djelomičnih proteza iz Co-Cr legura.

Neplemenite legure imaju druga svojstva i specijalnu tehniku obrade u odnosu na plemenite legure. Prije svega interval taljenja im je veći i iznosi između 1200 do 1400°C. Temperatura predgrijavanja kivete iznosi visokih 1000°C. Kao treće radi se o posebnoj tehnologiji odljeva skeleta za djelomičnu protezu.

U uložnim materijalima sa fosfatnim vezivom prisutni su osnovni metalni oksidi, magnezijev (MgO) ili kalcijev oksid (CaO) koji tijekom miješanja reagiraju s kiselim fosfatima. Tijekom zagrijavanja, materijal gubi vodu, a iznad 300°C gubi amonijak i nastaje reaktivni magnezijev pirofosfat koji je vrlo postojan na visokim temperaturama. Na tržištu postoje kao dvofazni materijal: prah i specijalna tekućina, odnosno kao jednofazni materijal (prah) koji se miješa s vodom. Tijekom reakcije vezanja fosfatni uložni materijali ekspandiraju oko 0,5%, istodobno jako oslobađajući toplinu. Kod predgrijavanja, nakom početne ekspanzije dolazi do kontrakcije koja se objašnjava izlučivanjem kristalne vode unutar materijala. Da bi se izbjegli zračni mjehurići, preporuča se miješati prah i tekućinu u vakuumu.

Vrijeme vezanja je produženo u odnosu na materijale sa sadrom (30 do 60 minuta) i očituje hladnom ekspanzijom od 0,1 do 0,5%.

Poznati su još i uložni materijali sa **silikatnim vezivom** za lijevanje visokotaljivih neplemenitih legura. Radi se o prahu silicijevog dioksida i vodenoj otopivi natrijeva silikata ili razblaženoj klorovodičnoj kiselini. Napušteni su zbog štetnosti za zdravlje i nepredvidivih dimenzijskih promjena.

16.3. ULOŽNI MATERIJALI ZA LEMLJENJE

Pri lemljenju metalnih dijelova uložni materijal mora ih fiksirati da se omogući spajanje lemljenjem. Promjene oblika uložnog materijala tijekom stvrdnjavanja kao i

njegove termovolumetrijske promjene ne smiju izazvati promjenu položaja objekta koji se lemi. Stoga uložni materijal ne smije biti većih dimenzijskih promjena:

- mora pokazivati malu kontinuiranu termičku ekspanziju koja je maksimalno prilagođena linearnom porastu termičke rastezljivosti legure koja se lemi,
- strukturno (grublja zrnca kvarca) moraju omogućiti brzo i ravnomjerno zagrijavanje lemnog bloka.

16.4. SVOJSTVA MATERIJALA ZA ULAGANJE

16.4.1. Plastičnost

Vrijeme obradivosti u plastičnome stanju podrazumijeva vrijeme od momenta miješanja praha i tekućine do vezanja uložnog materijala. Na vrijeme vezanja utječe udio veziva. U pravilu iznosi 5 do 25 minuta. Što je vrijeme dulje veća je mogućnost uklanjanja zračnih mjehurića iz ljevnog cilindra. Za višečlano i/ili vakuumsko ulaganje prikladnije je dulje vrijeme obradivosti. Dodatkom katalizatora vrijeme se može regulirati. Razlikujemo **sporovezujuće** i **brzovezujuće** materijale za ulaganje.

16.4.2. Tvrdoća i čvrstoća

Tvrdoća, odnosno čvrstoća uložnog materijala ovisi o vrsti i udjelu veziva, dodacima za očvršćenje, veličini čestica i odnosu miješanja prah/tekućina. Pojam čvrstoće materijala za ulaganje odnosi se na mehanička opterećenja materijala tijekom lijevanja metala. Zagrijani uložni materijal mora biti otporan na tlak pod kojim talina utječe u prazni prostor ljevnog cilindra. Utjecanjem taline ne smije doći do napuklina ili oštećenja stjenke, jer bi strugotine uložnog materijala onečistile odljev. Stoga uložni materijali na osnovi sadre moraju imati tlačnu čvrstoću od 250 N/mm^2, a oni na osnovi fosfata i do 1000 N/mm^2.

Kako je tijekom predgrijavanja kivete uložni materijal izložen naprezanjima uslijed rasta temperature, brzina zagrijavanja ne smije biti veća od 10^oC u minuti, jer u protivnome također prijeti opasnost od napuklina.

16.4.3. Poroznost i veličina čestica

Struktura uložnog materijala je glede sastava heterogena. Poroznost uložnog materijala ovisi o sastavu materijala, veličini i jednoličnosti čestica praha kao i o odnosu miješanja prah/tekućina. Poroznost i sitna zrnatost su dva svojstva u međusobnoj suprotnosti. Poroznost uložnog materijala osigurava prodiranje zraka iz praznog prostora ljevnog cilindra u trenutku utjecanja taline. S druge strane, ovaj materijal mora biti i fino zrnat tako da ima glatku površinu kako bi reproducirao fine površinske detalje izmodeliranog objekta. Upravo s tog gledišta vrlo je važan odnos miješanja prah/tekućina. Što se zamiješa rjeđi materijal, to će uložni materijal biti porozniji, dok će gušća smjesa dati glatkiju površinu. Dakle, poroznost, finoća praha i površinska struktura međusobno su ovisni i definiraju svojstva materijala kao što su tvrdoća, toplinska vodljivost i volumne promjene.

16.4.4. Postojanost na visokim temperaturama

Ovo svojstvo osigurava adekvatne temperature predgrijavanja bez opasnosti od oštećenja. Kod uložnih materijala na osnovi sadre ove temperature ne smiju biti veće od 700 do 800°C (dolazi do raspada sadre), a ni vrijeme predgrijavanja duže od 15 do maksimalnih 45 minuta.

16.4.5. Promjene volumena

Da bi se postigao odljev koji će se moći prilagoditi u ustima, uložni materijal mora svojom ekspanzijom u iznosu od 1,75% (za standardne Au-legure) kompenzirati dvije kontrakcije; kontrakciju materijala za modeliranje (0,5%) i kontrakciju metala (1,25%). Volumne promjene uložnog materijala sastoje se od slijedećih faza:

Ekspanzija vezanja i stvrdnjavanja. Naziva se još i hladna ekspanzija. Ovisi o udjelu veziva i posljedica je hidratacije. Ekspanzija tijekom vezanja to je veća, što je udio veziva veći, dok se vatrootporni sastojci ponašaju sasvim indiferentno tijekom

stvrdnjavanja. Vrijednosti hladne ekspanzije kreću se od 0,1 do 0,45% i ovise o udjelu i vrsti sadre, dodacima, tehnici miješanja i metodi ulaganja.

Termička ekspanzija. Pojam termičke ekspanzije podrazumijeva promjene volumena tijekom zagrijavanja stvrdnutog uložnog materijala. Za lijevanje potrebno je zagrijati kivetu da se omogući ulijevanje taline. Pritom vatrootporni dijelovi $Si0_2$-modifikacije, kvarc, kristobalit i tridimit ekspandiraju. Razlog tome su već spomenute spontane promjene u kristalnoj strukturi koje nastaju na određenim temperaturama.

Vrijednosti konačne ekspanzije ovise o sinteriranju na višim temperaturama, gubitku vode, alotropskim pretvorbama, kemijskim promjenana, dodatku natrijevog -, kalijevog- ili litijevog klorida. Jednako tako odnos miješanja prah/tekućina utječe na vrijednosti ekspanzije. Što se rijeđe zamiješa, to je ekspanzija manja i obrnuto.

Termička kontrakcija. Jednako kao što zagrijavanje uložnog materijala uzrokuje termičku ekspanziju, pri hlađenju dolazi do termičke kontrakcije. Međutim, krivulja kontrakcije ne podudara se s krivuljom termičke ekspanzije. Stoga je točnost prilagodbe jednog odljeva to veća, što se metalna talina prije ulijeva u ljevni cilindar izvađen iz peći za predgrijavanje. Osim toga proces predgrijavanja kivete ne smije se prekinuti, jer višestruko zagrijavanje može izazvati napukline uložnog materijala uslijed naprezanja u njemu.

LITERATURA

1. Breustedt A, Lenz E. Stomatologische Werkstoffkunde. Leipzig: Johan Ambrosius Barth, 1985.
2. Davis D R, Kawashima S. Nguyen J H. Effect of ring length and diameter on effective radial setting expansion. Dent Mater 1990; 6: 56-9.
3. Hilburg A. Das Verhalten cristobalithaltiger Einbettmassen beim Vorwärmen. Quintessenz Zahntechn 1987; 5:592-602.
4. Luo X-P, Guo T-W, Ou Y-G, Lin Q. Titanium casting into phosphate bonden investment with zirconite. Dent Mater 2002; 18: 512-515.

5. Peintinger G, Kuderna F, Bratschko RO. Werkstoffkunde. Graz: Univ.Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 1992.
6. Skinner E V. The Science of Dental Materials. Philadelphia: W B Saunders Co, 1974.

17. VOSKOVI

Ivo Baučić i Vlado Carek

17.1. POVIJESNI PREGLED

Voskovi su složene organske supstance koje po osobinama i upotrebi sliče pčelinjem vosku. U stomatologiji se koriste kombinacije prirodnih i sintetskih voskova, prirodnih i sintetskih smola i drugi materijali, koji služe kao punila ili korigensi.

Iako je Kajus Plinius Secundus napisao da zube puni voskom, voskovi su se u stomatologiji svrsishodnije počeli upotrebljavati početkom 18. stoljeća, prvenstveno za otiskivanje.

Od kada je Philip Pfaff (1716. - 1780.), zubni liječnik Friedricha Velikoga, upotrijebio pčelinji vosak kao otisni materijal za izradbu sadrenih modela pri izradbi proteza, vosak je najavljen kao stomatološki materijal.

Od tada vosak se kao važan pomoćni stomatološki materijal upotrebljava u određenim kliničkim i laboratorijskim fazama izradbe protetskih radova.

Otac moderne stomatologije, P. Fauchard, mostove od emajliranog bakrenog lima fiksirao je zagrijanom otopinom pčelinjeg voska i terpentina, uz dodatak samljevenog bijelog koralja. Opisuje se kako je ohlađena takva smjesa čvrsto fiksirala ondašnje mostove.

Postupak modeliranja i ulaganja voštanog objekta, kao i njegovo zamjenjivanje s metalnom legurom tehnikom lijevanja, uveo je Ollendorf godine 1904.

Preiswerk je godine 1906. opisao krunicu s lijevanom griznom plohom. U vosku izmodelirana grizna ploha stavljala se u dvodjelni kalup, izrađen od sipine kosti. Taj se kalup nije smio zagrijavati jer bi izgorio, već je na drvenom ugljenu rastaljena zlatna legura silom teže ispunila predviđene prostore.

Današnji način izlijevanja započeo je Taggarat godine 1907., pronalaskom aparata za lijevanje, čija je pogonska snaga bio dušični oksid (N_2O). U zatvorenome je kalupu izmodelirani voštani inlay zamijenio zlatnom legurom.

17.2. UPORABA VOSKA U STOMATOLOGIJI

Vosak se kao važan pomoćni materijal upotrebljava u svim stomatološkim disciplinama, no daleko najviše u protetskim ordinacijama i zubotehničkim laboratorijima. Danas se niti jedan protetski rad ne može izraditi a da se u jednoj fazi izradbe ne upotrijebi vosak.

U **mobilnoj protetici** vosak se koristi za izradu voštanih bedema, kao sastavnog dijela zagrizne šablone, koja služi za utvrđivanje zagriza, te postavljanje umjetnih zubi. Služi za izradu Kellerove trake i manšete u fazi prireme funkcionalnog otiska za izlijevanje. Koristi se još za modeliranje onih dijelova klasičnih i metalnih skeletiranih proteza koji se zamijenjuju akrilatom. Koriste se za uzimanje registrata.

Posebni se konfekcijski strukturni voskovi raznih oblika i boja koriste u izradi svih dijelova složenih struktura budućih jednokomadnih odljeva skeletiranih proteza.

Za reparature proteza, ljepljenje sadrenih modela, fiksiranje zagriza i ostalih dijelova koristi se ljepljivi ili tzv. stakleni vosak.

U **fiksnoj protetici** također se izrađuju voštani bedemi na šablonama za uzimanje zagriza i registrata.

Posebni se voskovi koriste za modeliranje inlaya i nadogradnji, bilo direktno u ustima ili indirektno na modelu. Voskovi za izradbu krunica, međučlanova, mostova i priključaka, lijevanjem se zamjenjuju legurama. Za izradu pojedinačnih elemenata, npr. krunica, koristi se više voskova za modeliranje, jer su potrebne precizne gradacije njihovih morfoanatomskih karakteristika. Radi lakšeg razlikovanja proizvode se u više boja (npr. crvena, plava, zelena, naranđasta, žuta, itd.).

Posebne vrste tvrdih i krtih voskova koriste se za tehniku navoštavanja ili za *frezanje* (glodanje) voštanih elemenata.

Veliki se broj uzoraka različitih profila, oblika i veličina izrađuje konfekcijski, da bi se što više ekonomizirao laboratorijski rad, skraćujući vrijeme izrade i štedeći leguru, uz optimalnu čvrstoću i oblik izlivene strukture.

U ortodonciji se voskovi koriste pri izradbi ortodontskih aparata.

U oralnoj se kirurgiji vosak koristi pri izradi različitih naprava.

17.3. KEMIJSKI SASTAV

Voskovi su komplicirane smjese estera visokomolekularnih prvenstveno nezasićenih masnih kiselina i viših jednovalentnih ili dvovalentnih alkohola. Alkoholna komponenta je većinom alifatski alkohol sa parnim brojem ugljikovih atoma: C-14-C-36. Do sada su najčešće nađeni n-heksadecilalkohol (cetilalkohol) CH_3 $(CH_2)14$ CH_2OH i n-oktadecilalkohol CH_2 $(CH_2)16$ CH_2 OH.

Kiselinska komponenta je slične dužine lanca. Palmitinska, stearinska i oleinska kiselina su najčešće zastupljene kiseline. Sadrže još dugolančane alifatske kiseline, ketone, alkohole i ugljikovodike, ali za razliku od masti, ne sadrže glicerin. Voskovi su složene organske supstance, po osobinama slične pčelinjem vosku, ali nisu iste kemijske građe te karakterističnog "voštanog" opipa s temperaturama taljenja iznad tjelesne, a ispod temperature ključanja vode.

17.4. MEHANIČKA I FIZIKALNA SVOJSTVA

Sva svojstva voskova znatno i direktno ovise o temperaturi i to unutar relativno malih temperaturnih raspona.

I n t e r v a l t a l j e n j a. Budući su voskovi smjese više vrsta organskih molekula nemaju točku taljenja, već kao i legure imaju interval taljenja. Ovisno o sastavnim molekulama interval taljenja se može širiti (povećava se razlika između temperature na kojoj taljenje započinje i one temperature na kojoj se završava) i sužavati; ili se može pojedina granična točka pomicati prema nižim ili višim temperaturama.

Ovisno o vrsti voska interval taljenja kreće se od 30^0C do 100^0C. Odnos između točaka solidus - likvidus određuje toliko za vosak karakterističnu **plastičnu fazu voska.**

P l a s t i č n o s t . Plastično stanje karakteristično je kao radno stanje voska. Plastično se definira kao postotna promjena stanja uzorka izloženog određenom pritisku na određenoj temperaturi kroz određeno vrijeme. Za voskove je važno na kojoj temperaturi započinje plastična faza i kroz koliki temperaturni raspon ona traje, tj. raspon temperature na kojoj je vosak plastičan, a iznos plastičnosti izražen je u postocima.

A g r e g a t n a s t a n j a voska. Ovisno o temperaturi tri su agregatna stanja voska značajna za rad: k r u t o, p l a s t i č n o i t e k u ć e

U k r u t o m stanju vosak je čvrst i krt. U tom se stanju vosak čuva, ulaže i skladišti. U tom je stanju voštani objekt dobro i obrađivati; strugati i frezati.

P l a s t i č n o s t voska, kao vrlo važna radna karakteristika, izražena je u postocima. Očituje se time da djelovanje i neznatnih sila pri određenoj temperaturi prouzroči trajne deformacije. Sveze među molekulama postoje, ali su jako oslabile. Modeliranje i rad s voskom treba obavljati pri temperaturama koje su bliže krutom stanju, a ne onima koje se približavaju temperaturi taljenja sastojaka voska. Pri polaganom i jednakomjernom zagrijavanju u voštanoj se smjesi najprije rastale njene nisko molekularne, amorfne ili mikrokristalne komponente, dok su veći kristali otporniji. Mikrokristalni se strukturalni sastojci tale tek dodatnim dovođenjem topline. Kod hlađenja proces je obrnut.

U t e k u ć e agregatno stanje voskovi prelaze taljenjem pri relativno niskim temperaturama, kojim se koristi pri postupku nakapavanja ili uranjanja u rastaljeni vosak u zubotehničkom laboratoriju. Hlađenjem tekućeg voska i njegovim stvrdnjavanjem nastaju unutarnje napetosti i određene dimenzionalne promjene, pa zato pri toj tehnici rada treba činiti radnje koje će spomenute negativne promjene neutralizirati. Iznad temperature taljenja vosak može ključati, isparavati i sagorijevati gotovo bez ostatka, što je njegova vrlo važna karakteristika. Izgaranje uloženog voštanog objekta unutar kivete i materijala za ulaganje u pećima za predgrijavanje i žarenje, značajan je tehnološki postupak neposredno prije lijevanja legure. Iako vosak za modeliranje izgara bez ostatka, oslobađa se mnogo dima, dok ostatak, kojeg ipak uvijek ima, iznosi kod kvalitetnih voskova od 0,02% do najviše 0,1%.

Specifikacija br. 4 ADA (The American Dental Assotiation) zahtjeva da rastaljeni vosak, kada izgori na temperaturi od 500^0C, ne smije ostavljati nikakve ostatke koji prelaze 0,10% od početne težine voska.

R a s t e z l j i v o s t je vosku svojstvena deformacija nastala djelovanjem vučne sile, a isto kao i plastičnost, uvećava se do određene granice porastom temperatura. Veća je kod onih voskova koji imaju veći temperaturni raspon unutar intervala taljenja. Zajedno sa plastičnom deformacijom omogućava modeliranje voska.

T o p l i n s k a e k s p a n z i j a. Dimenzije voska se pri djelovanju topline mijenjaju, odnosno pri zagrijavanju se povećavaju, a pri hlađenju smanjuju. Ove promjene mogu se izraziti linearnim koeficijentom toplinske ekspanzije ili u postocima. Na stvaranje unutarnje napetosti ne djeluje toliko struktura kristalne rešetke, već razdaljina intermolekularnih veza.

Miješanjem pojedinih voskova može se utjecati na toplinsku ekspanziju određenog dentalnog voska, ali se ona ipak ne može izbjeći.

Visok i neravnomjeran iznos toplinske ekspanzije nekih dentalnih voskova najčešći je i glavni uzročnik nepreciznih gotovih protetskih radova čiji su voštani modeli izrađeni od tih neadekvatnih voskova.

Postoje dva vremena kontrakcije: prva i značajnija kontrakcija odvija se za vrijeme stvrdnjavanja voska, dok druga nastaje tijekom hlađenja nakon stvrdnjavanja voska. Vrijednosti kontrakcija kreću se od 0,3 do 0,6% linearno, pri temperaturi od 20^0C, tj. za svaki stupanj Celzija do 0,07%.

Vosak se pri hlađenju kontrahira onoliko koliko je pri zagrijavanju ekspandirao, a kontrakcija je toliko manja koliko je temperatura rada sa voskom bila niža.

Otuda prednost "hladnoj obradi" voska i frezanju.

Pojava zaostalog napona objašnjava se tako što pri plastičnoj deformaciji (modeliranju) voska (gnječenjem i razvlačenjem) dolazi do sabijanja molekula na jednom dijelu, a istovremeno do razvlačenja među molekulama voska na drugom dijelu.

Hlađenjem ili pak stvrdnjavanjem pri sobnoj temperaturi novostvoreni položaj molekula se "fiksira", no one ipak pokazuju tendenciju vraćanja u ishodišno stanje. Ta tendencija vraćanja manifestira se u vidu rezidualnog ili zaostalog napona.

Oslobađanje zaostalog napona može se komparirati sa elastičnošću, samo što tu nikada ne dolazi do potpunog vraćanja u ishodišni položaj, a vrijeme potrebno za ispravljanje relativno je dugo.

Toj izuzetno važnoj osobini dentalnih voskova za modeliranje treba pri radu posvetiti puno pažnje uz, jasno, izbor najkvalitetnijih vrsta voskova.

M o d u l e l a s t i č n o s t i. Modul elastičnosti važna je mehanička osobina voskova, jako ovisna o temperaturi i to obrnuto proporcionalno. Porastom temperature pojedinom vosku proporcionalno opadaju modul elastičnosti i čvrstoća na pritisak. Budući su dentalni voskovi smjese pojedinih voskova i ostalih sastojaka, oni nemaju pri porastu temperature ravnomjerno umanjenje modula elastičnosti i čvrstoće na pritisak.

Pri hlađenju nakon modeliranja na istom će se voštanom objektu stvarati različiti naponi, ovisno o debljini pojedine stjenke, koji onda dovode do neravnomjerne deformacije tog voštanog objekta.

Zato je preporučljivo za modeliranje, pa makar i jedne krunice, koristiti više voskova za modeliranje različitih mehaničkih osobina: za vratni dio jedna vrsta, za bočne stijenke druga vrsta, a za okluzalnu plohu treću i četvrtu vrstu voska (paleta voskova za modeliranje različitih karakteristika i boja).

17.5. VRSTE VOSKOVA – KOMPONENTE DENTALNIH VOSKOVA

V o s k o v i b i l j n o g p o d r i j e t l a. Karnauba vosak dobiva se iz lišća brazilske palme (Copernicia Cerifera). Karakterizira ga visoka tvrdoća, te visoki i uski interval taljenja (od 79^0C-84^0C). Glavni razlog njegove primjene u stomatološkim voskovima je njegova osobina da povisuje interval taljenja drugih voskova, te tako povećava tvrdoću voska i glatkoću površine. Kemijski su to esteri cerotinske kiseline i mirocilalkohola. Kandelila vosak je žute ili smeđe boje. Dobiva se iz nekih trava. Interval taljenja mu je od 68^0C-75^0C. Povećava tvrdoću mješavini voskova, te utječe na interval taljenja. Japanski vosak je kemijski više mast nego li vosak. Sastoji se od glicerida, palmitinske i stearinske kiseline, uz dodatak drugih kiselina veće molekularne težine. Točka taljenja mu je oko 54^0C. Žilav je, ljepljiv, a lako se modelira. U dentalnim voskovima poboljšava sposobnost emulgiranja pri proizvodnji, te ljepljivost gotovih proizvoda.

V o s k o v i ž i v o t i n j s k o g p o d r i j e t l a. Pčelinji vosak (cera flava - žuti vosak) je nastariji dentalni vosak korišten kao materijal za otiske. Dobiva se na način da se saće poslije vađenja meda rastopi u vrućoj vodi, zatim procijedi, a vosak ulije u posude i ohladi. Uz parafin, najčešći je sastojak dentalnih voskova. Osnovna komponenta mu je mirikril palmitat koji nastaje reakcijom miricilnog alkohola (C 32 H 60 0_2) i palmitinske kiseline (C 16 H 32 0_2). Ostali sastojci pčelinjeg voska su zasićeni i nezasićeni ugljikovodici i organske kiseline veće molekularne težine. Po izgledu to je žuta tvar karakteristična ugodnog mirisa, tvrda na sobnoj, a plastična na temperaturi usne šupljine. Upravo zato ulazi u sastav dentalnih voskova kojima povećava plastičnost. Osobina ljepivosti čini ga pak osnovnim sastojkom voskova za ljepljenje. Temperature taljenja su mu između 63^0C i 70^0C. Bijeli pčelinji vosak koji se još naziva i cera alba dobiva se bijeljenjem pčelinjeg voska. Stariji način bijeljanja poznat je još od Rimljana, a sastoji se od izlaganja pčelinjeg voska sunčanim zrakama uz često namakanje u vodi. Danas se industrijski izbjeljivanje vrši djelovanjem vodikova peroksida, klornog vapna ili kromne kiseline. Taj vosak ima višu temperaturu taljenja i manje je plastičan od običnog žutog pčelinjeg voska, tvrđi je, nema mirisa, a u tankim je listićima proziran. Na prelomu je gladak, slabog je sjaja i bijele je boje. Spermacet (cetaceum) je bijela tvar slična parafinu, dobivena iz ulja frontalnih i maxillarnih sinusa kitova ulješura. Osnovni mu je sastojak cetil-palmitat. Ne ulazi u sastav dentalnih voskova, a topi se na 50ºC. Njime se mogu navoštavati dentalni konci. Sastavni je dio finih krema i ruževa za usne. Lanolin (cera lanea) je pročišćeni vosak dobiven iz sirove ovčje vune. To je žućkasta, žilava i ljepljiva voštana masa slična masti, a zagrijavanjem prelazi u bistru žućkastu tečnost. U stomatološkim je voskovima slabo zastupan, ali je zato najvažniji sastojak krema i masti za mazanje.

V o s k o v i m i n e r a l n o g p o d r i j e t l a. Parafinski vosak dobiva se destilacijom sirove nafte. Temperatura taljenja kreće se od 40^0C do 70^0C, što ovisi o molekularnoj težini. Dok su voskovi biljnog i životinjskog porijekla amorfne mase dotle su voskovi mineralnog porijekla kristalne materije. Imaju heksagonalnu ili romboidnu strukturu. Pri temperaturi razmekšavanja koja je za 5^0-8^0C niža od temperature taljenja voskovi mineralnog porijekla mijenjaju kristalnu strukturu iz ortorombične u heksagonalnu pri kojoj se lako oblikuju. Kontrakcija mu pri hlađenju varira od 11% do 15% ovisno o razlici temperatura. Parafinski su voskovi osnovni sastojci svih dentalnih voskova u količini od 40%-60%. Pri obradi je sklon ljuštenju i ne daje glatku i sjajnu površinu. Za poboljšanje tih nedostataka pridodaje mu se najčešće damar smola dobivena iz borovine. Mikrokristalni vosak sastavljen je iz razgranatih lanaca ugljikohidrata. Veće je molekularne težine od sličnog mu parafinskog voska. Temperatura taljenja mu je od 60^0C do 90^0C, a kristalizira u obliku sitnih pločica. Žilaviji je i podatljiviji od parafinskog, a tijekom hlađenja ispoljava manje dimenzionalne promjene od parafinskog, kojeg pri izradi dentalnih voskova uspješno zamjenjuje. Ozokerit je prirodni "kameni" vosak nalazišta kojeg su uz nalazišta nafte. Dobiva se na rudarski način kopanjem. Po sastavu je sličan mikrokristalnom vosku. Točka taljenja mu je od 68^0C do 70^0C. Cerezin je rafiniranjem sa sumpornom kiselinom pročišćeni ozokerit. Ima veću molekularnu težinu i tvrdoću. Dodaje se parafinu, radi povišenja temperature taljenja. Montana vosak se dobiva ekstrakcijom sa smjesom alkohola i benzola iz bituminiziranih ugljena. Tvrdi je, krt i sjajan, a temperature taljenja kreću se između 73^0C i 80^0C. Budući se lako miješa sa ostalim voskovima pridodat parafinu čini ga tvrđim, povisujući mu istovremeno i temperaturu taljenja.

V o s k o v i u m j e t n o g s i n t e t s k o g p o d r i j e t l a. Osnovni nedostatak prirodnih voskova koji ulaze u sastav dentalnih voskova je taj što njihove osobine nisu stalne. Suvremeni razvoj tehnologije materijala omogućuje proizvodnju voskova standardne kvalitete čije su nepoželjne osobine, kao npr. latentna napetost, svedena na najmanju moguću mjeru. Danas se sve više koriste dentalni voskovi stalnih, stabilnih i standardnih karakteristika. Polietilenski voskovi imaju relativno visoku temperaturu taljenja od 100^0C - 105^0C. Polioksietilenski voskovi su polimeri etilen glikola, relativno niske temperature taljenja od oko 50^0C. Dentalnim se voskovima dodaju za snižavanje temperature taljenja i da bi pridonijeli boljoj plastičnosti smjese voskova. Halogenizirani voskovi su prirodni voskovi, kemijski modificirani putem klora, a hidrogenizirani voskovi se modificiraju pomoću vodika.

17.6. SASTAV DENTALNIH VOSKOVA

Kao sastojci smjesa stomatoloških voskova najčešće se upotrebljavaju: parafinski vosak, karnauba vosak, pčelinji vosak, cerezinski vosak i umjetni voskovi.

Uz voskove prirodnog i umjetnog porijekla u sastav stomatoloških voskova ulaze i drugi materijali koji također mogu biti prirodni ili umjetni. To su alkoholi, esteri, organske kiseline, ulja, masti, smole, gume, ljepila, boje i ostali korigensi.

Smole (uglavnom prirodnog porijekla) podižu voskovima temperaturu taljenja, a samim time i tvrdoću. Nadalje, doprinose i ljepivosti voskova. Poboljšavaju kompaktnost uz pravilno stvrdnjavanje. Određuju plastičnost voskova.

Damar smola biljnog je porijekla, a interval taljenja joj iznosi od 90^0C - 200^0C.

Kopal smola dobiva se iz tropskog crnogoričnog drveta.

Mastiks biljna smola dodaje se sredstvima za privremeno zatvaranje kaviteta.

Šelak je smola životinjskog porijekla, a iz lučevina je jedne vrste uši koje žive na tropskom drveću. Najkvalitetniji šelak je limun žute boje. Osnovni je materijal za izradu baznih ploča. Ima dug period plastičnosti i veliku tvrdoću, pa zato ulazi u sastav nekih stomatoloških vosova.

Ulja i masti snizuju temperaturu taljenja, a i tvrdoću voskova, uz produžavanje vremena plastičnosti. Otapaju anilinske i ostale boje kojima se boje voskovi.

Gume (uglavnom prirodnog porijekla) u malim količinama voskovima povećavaju ljepljivost. Tragant guma je sastavni dio prašaka ili pasta za ljepljenje proteza uz sluznicu.

Arapska guma (gumi arabika) dobiva se iz drveća koje raste u Sudanu. Dentalnim voskovima povećava ljepljivost. Inače ulazi u sastav sredstava za privremeno zatvaranje kaviteta.

17.7. PRIMJENA

Voskovi koji se upotrebljavaju u kliničkim i laboratorijskim fazama izradbe protetskih radova, različitog su sastava, oblika, boje, količine i načina pakiranja. Velika se većina stomatoloških voskova prije upotrebe ravnomjerno zagrijava. Za potrebe fiksne protetike postoje posebni voskovi isključivo i samo za precizno modeliranje kasnijih metalnih dijelova krunica i mostova.

Po namjeni korištenja u protetici voskovi se mogu podijeliti u tri skupine:

1. Svi oni voskovi koji se koriste bilo u ordinaciji, ili u laboratoriju, a ne služe za modeliranje u užem smislu nazivaju se - pomoćni voskovi,
2. Voskovi za modeliranje elemenata protetskih radova, a isključivo se koriste u laboratoriju.
3. Već zgotovljene tvorničke voštane strukture za slaganje, pripasivanje i modeliranje.

POMOĆNI VOSKOVI. Ružičasti vosak. To je klinički i laboratorijski najupotrebljavaniji stomatološki vosak. Ružičaste je boje, a tržište ga nudi u pločama dimenzija 80mm x 170mm i 1,5mm debljine. Pakira se u kutijama od po 500 g i 1000 g. Sastoji se od 80%-90% parafina, 10%-20% pčelinjeg voska ili bolje sintetskog cerezina i 0,04% anilinske boje rastaljene u mastima. Postoji kao ljetni, sa višom točkom taljenja, i zimski, sa nižom točkom taljenja. Ljetnom vosku, radi tvrdoće, pridodat je određeni postotak karnauba voska. Sa ljetnim se mogu modelirati nadogradnje.

Današnji dobri ružičasti voskovi sadrže 80% cerezina, 12% pčelinjeg voska, 2,5% karnauba voska, 3% prirodnih ili sintetskih kiselina, 2,5% mikrokristalnog voska ili bolje sintetskog voska i anilinske boje. ADA propis N. 24 razlikuje tri tipa:

Meki, srednji, tvrdi, a počinju omekšavati kod 23^0C, 37^0C i 45^0C.
Linearna termalna ekspanzija od 26^0C - 40^0C mora mu biti niža od 0,8%.
Služi za izradu zagriznih šablona, potkovica za registraciju zagriza, a nekada je služio pri korekturnom otiskivanju kao prvi otisak u konfekcijskoj žlici, najbolje kada su svi otiskivani zubi izbrušeni.

U mobilnoj protetici kao zagrizni bedem koristi se za postavjanje umjetnih zubi, a njegovo završno modeliranje uvjetuje kasniji izgled akrilatne proteze ili akrilatnog dijela skeletirane proteze, te se zato pokatkad naziva i ružičasti vosak za modeliranje. Pri radu se mora ravnomjerno zagrijavati do visoke plastičnosti, a onda dovoditi u željeni oblik.

Vosak za lijepljenje**.** To je tvrdi, krti vosak uglavnom mutno smeđe ili žute boje, koja potječe od kalafonija. Rastaljen je proziran. Tržištu se nudi u obliku štapića ili u plastičnim kutijicama. Radi tvrdoće i ljepljivosti pčelinjem se vosku dodaju kalafonij i damar smola. Sastoji se od 70% pčelinjeg voska ili 65% cera alba, 18 - 25% kalafonija, te od 5 - 17% damar smole ili montana voska. Temperatura taljenja mu je od 70^0C - 85^0C. Linearna termalna ekspanzija između 28^0C i 43^0C mora biti manja od 0,5%. Ime mu kaže da služi za ljepljenje polomljenih sadrenih modela, polomljenih dijelova proteza kod reparatura, kod ljepljenja voštanih dijelova mosta, kod ljepljenja etečmena itd.

Voskovi za registraciju zagriza**.** Kao registrati mogu služiti tvrdi pločasti ružičasti voskovi. Posebni voskovi za registraciju zagriza. Voskovi za registraciju zagriza smjese su pčelinjeg ili hidrokarbonskog voska i parafina ili cerezina. Dobri voskovi sadrže još aluminijske ili bakrene čestice (alu vosak). Linearna termalna ekspanzija između 22^0C i 37^0C ne smije biti veća od 2,5%. Za sada ne podliježu ADA standardu.

VOSKOVI ZA MODELIRANJE. Voskovi za modeliranje važan su pomoćni protetski materijal koji ima odlučujući utjecaj na preciznost protetskog rada.

I n l e j v o s a k je najpoznatiji vosak za modeliranje. To je plavi ili zeleni krti i tvrdi vosak visoke točke taljenja iznad 60^0C. Naziv je dobio po tome jer se koristio za direktnu i indirektnu metodu izradbe inleja. Služi za modeliranje krunica, mostova, inleja i ostalih voštanih elemenata koji se pri lijevanju zamjenjuju legurom. ADA standard poznaje tri osnovna tipa: tip A - jako tvrdi, tip B - srednje tvrdi i tip C - najmekši vosak za modeliranje. Najčešće je plave, zelene ili bijele boje, a sastoji se iz 45% parafina, 30% karnauba voska, 15% cerezina, 8% pčelinjeg voska, te po 1% damar smole i anilinske boje. Radi tvrdoće rabe se esterificirani i hidroksikarbonizirani voskovi. U prometu je u obliku štapića ili u plastičnim kutijicama. Prema ADA propisu maksimalna linearna termalna ekspanzija između 25^0C i 30^0C smije biti manja od 0,20% a između 25^0C i 37^0C ne viša od 0,60%.

V o s k o v i z a m o d e l i r a n j e k r u n i c a i m o s t o v a**.** Nastali su iz tzv. inlej voskova. Modeliranje je slijed vrlo preciznih, smisaonih radnji: nanošenja, i oblikovanja tvrdog (hladnog), plastičnog (toplog), te tekućeg rastaljenog (vrućeg) voska na radnome modelu. Radi što preciznije izradbe, pa makar i najjednostavnijeg fiksnoprotetskog odljeva, a zbog negativnih karakteristika voskova kao što su linearna i termička ekspanzija, zaostali napon, itd., modeliranje je preporučljivo obavljati uz pomoć više vrsta voskova za modeliranje. Najbolje se to postiže koristeći više vrsta (raznobojna paleta) voskova za modeliranje različitih karakteristika. Jedan takav set poznatih proizvođača sadrži vosak tipa A, koji je najtvrđi. Tip B je nešto mekši, ali još uvijek dosta tvrd, dok je tip C najmekši vosak za modeliranje. U setu mogu još biti pridodati i voskovi za modeliranje određenih karakteristika kao npr. osnovni ljetni i zimski vosak za modeliranje, a svakako je setu pridodat i ljepljivi vosak. Uzorci u setu različitih su oblika i uočljjivih kontrasnih intenzivnih boja (crvena, plava, zelena, naranđasta, žuta, smeđa, siva, bijela, itd.), dolaze na stalku ili u posebnim kutijicama zaštićeni od onečišćenja.

Ugledniji proizvođači radi stalnosti kvalitete ugrađuju što više sintetičkih sastojaka. To je paleta istorodnih voskova, različitih uporabnih vrijednosti i boja. Primjera radi, pojedini se dijelovi metalnog dijela krunice strogo namjenski izrađuju iz različitih vrsta (boja) voskova za

modeliranje. To su najzahtjevniji stomatološki voskovi glede kvalitete koja se očituje u fizikalnim karakteristikama, a izgaranje mora biti konačno i bez ostataka.

V o s a k z a f r e z a n j e. Frezanje ili glodanje poseban je i najprecizniji način izradbe metalnih krunica i ostalih elemenata konstrukcije. Unutarnje teleskopske krunice kao i krunice nosača parcijalnih skeletiranih proteza modeliraju se u posebno tvrdim voskovima visokih tališta i zatim obrađuju. Najbolje je bataljak kratkotrajno uroniti u kontrolirano rastaljeni vosak (potopni vosak), a onda se nakon polaganog hlađenja na sobnoj temperaturi krunica izmodelira.

Dodatno se ohladi u hladnjaku i netom izvađena iz hladnjaka freza - struže posebnim strugačima pomoću aparata za frezanje, težeći iznad svega paralelnosti stijenki. Nakon završenog frezanja (hladnog voštanog objekta) cervikalni se rub dodatno korigira sa najmekšim voskom za modeliranje (tip C) i odmah, a najkasnije do 30 minuta ulaže u masu za ulaganje.

V o s a k z a t e h n i k u n a v o š t a v a n j a . Navoštavanje je obrnuti proces od frezanja. Dok se frezanje obavlja na već izmodeliranim krunicama, međučlanovima i ostalim elementima, dotle navoštavanje započinje na tek stvorenom nedefiniranom adaptu - voštanom obliku krunice i međučlana. Tehnika postupnog i sistematskog navoštavanja voska aditivni je postupak pri izradi isključivo metalnih okluzalnih ploha krunica i mostova u uravnoteženoj okluziji (njem. AUFWACHSTECHNICK, a engl. WAX-UP).

Navoštavanje se, ovisno o tehnici, obavlja sistematski sa više raznobojnih voskova, strogo u artikulatoru. Za navoštavanje postoji paleta od najmanje četiri voska i setovi posebnih instrumenata (na pr. po Thomas-u). Set voskova za navoštavanje kao i ostale voskove za modeliranje dobro je 15 minuta prije korištenja zagrijavati i za cjelokupno vrijeme rada stalno održavati na temperaturi od 50^0C.

GOTOVE TVORNIČKE VOŠTANE STRUKTURE. Različiti konfekcijski oblici voštanih elemenata za izradu skeletiranih metalnih jednokomadnih proteza**.** Posebni, različito tvornički obojeni i zgotovljeni profilni voskovi koriste se za kreiranje budućih metalnih dijelova proteza na dubliranom modelu. Ti konfekcijski uzorci voskova različitih oblika pri sobnoj su temperaturi u odgovarajućem plastičnom stanju pogodnom za nanošenje i lagano pritiskivanje uz određena mjesta na modelu. Dijelovi se elemenata sastavljaju taljenjem ili ljepljivim voskom, a viškovi se voska glatko otsjecaju oštrim nožićem. Također postoje i gotove voštane strukture međučlanova (Inzoma).

LITERATURA

1. Combe E C. Notes on Dental Materials, 5th Edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1986.
2. Craig RG, Eick JD, and Peyton FA: Flow of binary and tertiary mixtures of waxes. J Dent Res, 1966; 45:397.
3. Craig RG, Eick JD, and Peyton FA: Strength properties of waxes at various temperatures and their practical application. J Dent Res, 1967; 46:300.
4. Craig R G. Restorative Dental Materials, 6th Edition, St. Louis: C V Mosby Co, 1980.
5. Craig RG, Powers JM, and Peyton FA: Thermogravimetric analysis of waxes. J Dent Res, 1971; 50:450.
6. Culp L, Culp T. The art and science of diagnostic waxing. J Dent Technol 2001;18:29-31. Pagano VO, Bezzon OL, de Mattos MG, Ribeiro RF. A clinical evaluation of materials for interocclusal registration in centric relation. Braz Dent J 2000;11:41-7.
7. Darvell B W, Wang N B. Viscosity of Dental waxes by use of Stoke's law. Dent Mat 1989; 5:1976-80.
8. Eeckman J, De Boever JA. Clinical accuracy of functionally generated interocclusal registration waxes. J Prosthet Dent 1988; 60: 549-52.
9. Hollenback GM and Rhoads JE: Thermal expansion of pattern wax. Part III J South Calif Dent Assoc, 1960; 28:6.
10. Hollenback GM, Baum L, and Lund MR: A study of the stability of pattern wax. J South Calif Dent Assoc, 1961; 29:210.
11. Kotsiomiti E, McCabe JF. Stability of dental waxes following repeated heatings. J Oral Rehabil 1995; 22: 135-43.
12. Mc Cabe J F. Anderson's Applied Dental Materials, 6th Edition, Oxford: Blackwell Sc. Publ., 1985.
13. McMillan LC, Darvell BW.
14. Ohashi M and Paffenbarger GC: Melting, flow and thermal expansion characteristics of some dental and commercial waxes. J Am Dent Assoc, 1966; 72:1141.
15. Philips R W. Skinner's Science of Dental Materials, 7th Edition, Philadelphia: W B Saunders, 1973.
16. Smith B G N, Wright PS, Brown D. The clinical Handling of Dental Materials, Bristol: Wright, 1986.

17. Strang R, Whitters CJ , Brown D i sur. Dental materials: 1996 literature review. J Dent 1998; 26: 191-207.
18. Strang R, Whitters CJ , Brown D i sur. Dental materials: 1996 literature review. Part 2. J Dent 1998; 26: 273-91.
19. Whitters CJ, Strang R, Brown D i sur. Dental materials: 1997 literature review. J Dent 1999; 27: 401-35.

18. TERMOPLASTIČNI MATERIJALI

Robert Ćelić

Jedan od najstarijih dentalnih otisnih materijala je termoplastični materijal, čija se primjena do danas uglavnom održala u stomatološkoj protetici.

Kako im ime govori, glavna osobina termoplastičnih, reverzibilnih, kompozicijskih materijala je *termoplastičnost*. Pod tim se podrazumijeva osobina materijala koja mu omogućuje da se smekša dovođenjem topline, postane tečan (niskoviskozan), a nakon hlađenja se stvrdne.

Termoplastični materijali spadaju u skupinu neelastičnih otisnih materijala zajedno sa sadrom za otiske (tip I) i cink oksid – eugenolom pastom. Prema Američkoj dentalnoj asocijaciji (ADA) postoje dva tipa termoplastičnih materijala. Tip I koristi se za otiske s metalnim prstenom za izradbu krunica i inleja, za otiske potpuno i djelomično bezubih čeljusti, za otiske tijekom podlaganja (rebaziranja), kao materijal za registraciju zagriza i za modelaciju lijevanih nadogradnji, dok se tip II koristi za izradbu žlica u kojima se uzima konačan otisak drugim materijalom (najčešće cink oksid-eugenol pastom). Suvremeni termoplastični materijali kojima su u odnosu na ranije proizvode znatno poboljšane radne kvalitete, najčešće su dostupni u obliku štapića i pločica, a rijeđe u obliku cilindara, konusa i tabletica.

18.1. Sastav

Termoplastični kompozicijski materijal sastoji se od nekoliko sastojaka. U stručnoj literaturi o stomatološkim materijalima postoje različite formule o sastavu ovih materijala ovisno o proizvođaču. U Tablici 1 dat je primjer sastava termoplastičnog materijala. U osnovi, radi se o materijalu koji se sastoji od termoplastičnih smola i voskova, organskih kiselina, punila i anorganskog pigmenta. Različiti omjeri ovih sastojaka znatno utječu na fizička svojstva, a time i na kliničku primjenu termoplastičnih materijala.

Smole sudjeluju u oko 40% formule materijala, te čine smjesu termoplastičnom i imaju ulogu veziva. Prirodni ili sintetski voskovi također daju materijalu termoplastična

svojstva. Masne kiseline djeluje kao sredstva za podmazivanje, povećavaju viskoznost materijala, snižavaju temperaturu razmekšavanja, raspoređuju čestice punila i olakšavaju njihovo međusobno klizanje. Preostalih 50% formule čine punila i anorganski pigmenti. Punila daju smjesi masu, određuju konzistenciju, smanjuju viskoznost, sprječavaju ljepljenje razmekšanog materijala na oralna tkiva, te smanjuju termičko širenje. Punila koja se najčešće koriste su dijatomejska zemlja, steatit, talk i kreda.

Tablica 1. Sastav termoplastičnih materijala

Sastojak	Vrsta	Uloga
Smole, 40%	Šelak, kopal, peruanski balzam, gutaperka	Određuju termoplastičnost, vezivo
Voskovi, 7%	Prirodni i sintetski voskovi (pčelinji, parafin, karnauba)	Određuju termoplastičnost
Masne kiseline, 3%	Stearinska kiselina Palmitinska kiselina Oleinska kiselina	Djeluju kao maziva, povećavaju viskoznost, snižavaju temperaturu razmekšavanja
Punila, oko 50%	Dijatomejska zemlja, steatit, talk, kreda	Određuju konzistenziju, smanjuju viskoznost, sprječavaju lijepljenje na oralna tkiva, smanjuju termičko širenje

18.2. Svojstva

Na radnoj temperaturi (45ºC), termoplastični materijal se unosi u usnu šupljinu, potom se hladi na temperaturi usne šupljine (37ºC), kada postaje poprilično tvrd. Ovaj mehanizam razmekšavanja i stvrdnjavanja, u osnovi je, reverzibilan fizički proces, a ne kemijska reakcija.

Termoplastični materijali imaju nekoliko važnih svojstava koji su posebno važni zbog njihove kliničke uporabe. To su: temperatura razmekšavanja i stvrdnjavanja (raspon fuzije), stupanj viskoznosti («tečenja»), dimenzijska stabilnost, sposobnost detaljnog reproduciranja površina oralnih tkiva i biokompatibilnost (minimalna iritacija tkiva). Također je važno da se materijal može rezati ili obrađivati bez lomljenja ili trganja.

Temperatura termoplastičnog materijala mora biti u trenutku unošenja takva da je materijal dovoljno tečan, da bi se precizno registrirala oralna tkiva i sluznica te da ne izaziva

neugodu ili oštećenje tkiva. Na temperaturi usne šupljine materijal mora biti rigidan i dovoljno čvrst da se odupre trajnoj deformaciji prilikom vađenja otiska iz usne šupljine.

Tip I je na temperaturi od 45ºC najmanje 85%, a na temperaturi od 37ºC manje od 6% tečan. Tip II na temperaturi od 45ºC oko 70%, a na temperaturi od 37ºC manje od 2% tečan. Povećanjem temperature za 8ºC oba tipa postaju potpuno tečna. Ponašanje termoplastičnog materijala tipa I na ovim temperaturama daje mu mogućnost preciznog i detaljnog prikaza oralnih struktura tijekom uzimanja otisaka. S druge strane, tip II na temperaturi usne šupljine je gotovo sasvim tvrd, stoga mu je primjena uglavnom usmjerena na izradu žlica za otiske.

Termička vodljivost termoplastičnog materijala, kao mjera prijenosa topline kroz materijal, je niska. Tijekom zagrijavanja, vanski sloj materijala postaje mekan, dok unutrašnji može ostati tvrd ili u najmanju ruku ima svojstva viskoznosti mnogo slabija od željenih. Hlađenjem materijala, postoji suprotno stanje. Vanjski sloj se brže hladi u odnosu na unutrašnji sloj materijala. Stoga je potrebno vrijeme da temperatura postane jednolična kroz cijeli materijal tijekom zagrijavanja i hlađenja.

Ako se otisak izvadi iz usta prije nego se sasvim ohladi, može se dogoditi izrazita distorzija. Budući da ovi materijali sadrže smole i voskove imaju visoko termičko širenje i koeficijente kontrakcije.

Linerna kontrakcija materijala koja nastaje zbog razlike u temperaturi usne šupljine i sobne temperature može iznositi od 0.3% do preko 2%. Prema tome, dimenzije nastale tijekom uzimanja otiska mogle bi se značajno razlikovati od onih u usnoj šupljini. Smjesa ima najveću viskoznost među svim otisnim materijalima, stoga se materijalom teško registriraju podminirana područja, a veća je i dislokacija mekih tkiva u usnoj šupljini izazvana viskoznošću materijala.

18.3. Način uporabe

Ispravna uporaba termoplastičnog materijala zahtjeva značajnu razboritost pri rukovanju. Optimalna točnost i dimenzijska stabilnost termoplastičnog materijala može se osigurati jedino pažljivim rukovanjem. Vrlo je važno, da se razmekšavanjem materijala štetno ne utječe na njegova fizička svojstva zbog pregrijavanja ili produženog zagrijavanja. Jednako važno je da se postigne odgovarajaća viskoznost materijala tijekom razmekšavanja, kako bi se omogućila točna prilagodba materijala tkivima i umanjile unutrašnje napetosti u materijalu.

Na kraju, i sam proces hlađenja materijala u ustima je značajan, posebno kako bi se izbjegla distorzija tijekom vađenja otiska.

Materijal se razmekšava zagrijavanjem na otvorenom plamenu ili u vodenoj kupki na temperaturi od oko 60ºC. Prilikom zagrijavanja na otvorenom plamenu, mora se paziti, jer može doći do nejednakog zagrijavanja materijala i sagorijevanja određenih sastojaka. Također, pri zagrijavanju iznad propisane temperature stvaraju se mjehurići i materijal postaje ljepljiv, a pri temperaturi 100ºC raspada se na sastavne dijelove i postaje neupotrebljiv. Ako se materijal razmekšava u vodenoj kupki, na dnu kupke mora stajati komadić gaze kako se materijal ne bi prilijepio na dno. Temperatura razmekšavanja kontrolira se pomoću termometra. Smekšani termoplastični materijal dobro se promijesi i stavi u žlicu za otisak. Treba biti oprezan s gnječenjem materijala u vodi jer može izazvati promjene u sastavu i fizičkim svojstvima. Prekomjerno gnječenje posebno utječe na svojstvo viskoznosti materijala, budući da inkorporirana voda u materijalu djeluje kao plastifikator. Cilj bi prema tome bio, da se materijal zagrijava bez predugog izlaganja plamenu ili predugog zadržavanja i gnječenja u vodenoj kupki.

Vodeni sprej iz pustera može se koristiti na sobnoj temperaturi za hlađenje otiska u ustima. Hlađenje se odvija sve dok cijeli materijal ne postane krut kako čime se sprječava distorzija. Ne preporučuje se hlađenje materijala prehladnom vodom jer izaziva termički šok.

Utjecaj vanjske temperature na termoplastični materijal može nepovoljno djelovati u vidu izazivanja deformacije, stoga se preporučuje što prije izliti radne modele (unutar 1 sata).

Da bi se lakše odvojio od radnog modela, kompozicijski otisak se mora razmekšati umakanjem u toplu vodu.

Termoplastični materijali se dezinficiraju umakanjem u natrijev hipoklorit, jodofor ili fenol glutaraldehid. Moraju se slijediti preporuke proizvođača za pravilnu dezinfekciju.

LITERATURA

1. CRAIG RG, O'BRIEN WJ, POWERS JM. Dental materials – properties and manipulation. St Louis, Mosby, 1983.
2. CRAIG RG, PEYTON FA. Restorative dental materials. St Louis, Mosby, 1975.
3. KOSOVEL Z, NIKŠIĆ D, SUVIN M. Materijali za stomatološku protetiku. Metali i nemetali. Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 1969.

4. LEINFELDER KF, LEMONS JE. Clinical restorative materials and techniques. Philadelphis, Lea & Febiger, 1988.
5. O'BRIEN WJ. Dental Materials and Their Selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Co; 1997.123-127.
6. STOMATOLOŠKI LEKSIKON. Zagreb: Globus; 1990. 396.
7. VUJOŠEVIĆ LJ, STAMENKOVIĆ D, OBRADOVIĆ-ĐURIČIĆ K, PAVLOVIĆ G, POPOVIĆ G. Stomatološki materijali. Beograd, Medicinska knjiga, 1997.102-104.
8. www.kerrdental.com

19. CINKOKSID – EUGENOL PASTE

Robert Ćelić

Cink oksid – eugenol otisne paste stvaraju neelastične otiske s visokim stupnjem točnosti i dobrom reprodukcijom površinskih detalja oralnih tkiva. Od njihovog uvođenja u stomatološku struku 30-tih godina prošlog stoljeća, paste su prošle značajne modifikacije i poboljšanja, te se danas pretežno koriste kao materijali za funkcijske otiske potpuno i djelomično bezubih čeljusti, za otiske tijekom podlaganja (rebaziranja), kao materijal za registraciju zagriza (npr. za povezivanje ili stabilizaciju zagriznih šablona; kao materijal koji se koristi u izradbi centričnog okluzijskog registrata).

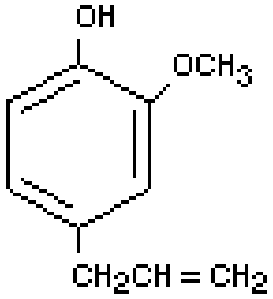
Kao otisni materijali cink oksid-eugenol paste nude sljedeće prednosti: (1) dobro adheriraju na isušene površine drugih materijala poput termoplastičnih materijala, akrilata i šelak ploča koji se inače koriste za izradbu individualnih žlica za otiske; (2) dovoljno su otporni tako da na graničnim područjima gdje je žlica ostala kratka, mogu nadomjestiti takve nedostatke; (3) stvrdnjavaju poput cementa, te se konačan otisak sa cink oksid-eugenolom može vaditi i unositi usta kako bi se provjerila stabilnost i tkivna adaptacija otiska; (4) imaju radno vrijeme koje omogućuje nesmetano uzimanje otisaka; (5) točni su, detaljno registriraju sluznicu i tkiva ležišta, te su dimenzijski stabilni; i (6) ne zahtjevaju sredstvo za separaciju prije izlijevanja modela.

19.1. Sastav i svojstva

Prve cink oksid-eugenol paste bile su načinjene zajedničkim miješanjem praha i tekućine od kojih su glavni sastojci bili cink oksid u prahu i eugenol u tekućini.

Prema tome, ovaj materijal je komercijalno dostupan u obliku dvije paste koje se obično pakiraju u metalnim tubama. Prva pasta, predstavlja bazu materijala, sadrži cink oksid (ZnO) pomiješan s inertnim uljima i drugim aditivima (npr.hidrirana smola - kolofonij) koji formiraju pastu. Druga pasta, predstavlja akcelerator, sadrži oko 12% do 15% eugenola (empirijska formula $C_{10}H_{12}O_2$, Slika 1), inertna ulja, smolu, te punila poput talka ili kaolina. Cink oksid i eugenol su reaktivni sastojci, smola ima ulogu kohezivnosti i daje svojstvo termoplastičnosti materijalu, inertna biljna ili mineralna ulja i punila daju oblik paste. Budući

da je reakcija između cink oksida i eugenola vrlo spora, potrebni su kemijski spojevi poput cink-acetata, magnezij-klorida ili kalcij-sulfata koji djeluju kao akceleratori i obično su u sastavu druge paste.



Slika 1. Strukturna formula eugenola

Paste imaju različite boje, kako bi se moglo točno odrediti kada su valjano zamiješane. Najčešće je baza svjetlije boje, dok je akcelerator tamnije. Jednake dužine dviju pasta ili pravilno proporcionirani iznosi praha i tekućine, miješaju se sa špatulom na specijalnoj papirnatoj podlozi rezistentnoj na ulje ili na staklenoj pločici. Temeljito zamiješan materijal je homogene boje i spreman je za uzimanje otiska.

Cink oksid-eugenol paste klasificiraju se kao tvrde (Tip I) ili meke (Tip II) paste. Oba tipa su u osnovi rigidni materijali i ne mogu se koristiti u jako podminiranim područjima. Tip I je znatno fluidniji prije stvrdnjavanja nego tip II, dok je tip II znatno čvršći i krhkiji nakon stvrdnjavanja. Vremena stvrdnjavanja su im također različita. Općenito, početno stvrdnjavanje događa se između 3 i 6 minute, dok završetak stvrdnjavanja ovisi od specifičnog tipa otisnog materijala. Tvrde paste tipa I imaju kraće vrijeme stvrdnjavanja (10 minuta i manje), dok je vrijeme stvrdnjavanja za meke paste tipa II 15 minuta i manje.

Vrijeme stvrdnjavanja može se mijenjati utjecajem temperature i vlažnosti. Povećanje temperature ili iznosa vode u smjesi skraćuju vrijeme stvrdnjavanja. Kliničar može skratiti vrijeme stvrdnjavanja dodavanjem manjeg iznosa cink-acetata ili kapljice vode. Kapljica vode (ako se koristi) treba se dodati akcelerator pasti prije početka miješanja. Ako je vrijeme stvrdnjavanja prebrzo, može se produljiti uporabom hladne staklene podloge za miješanje materijala ili se može mijenjati normalan odnos baze i akceleratora u korist baze.

Cink oksid, u prisutnosti vlage, reagira s eugenolom, te formira cink eugenolat koji djeluju poput matrice u koju je ugrađen i neizreagirani cink oksid. Proizvođači inkorporiraju

nekoliko postotaka vode u sastav paste što je nužno da bi se materijal stvrdnuo. Inkorporacija ili kontakt s vodom tijekom miješanja ubrzava reakciju i skraćuje vrijeme stvrdnjavanja. Dimenzijska promjena nakon stvrdnjavanja u vidu kontrakcije je vrlo mala (samo 0.1% i manje). Može se reći da su ovi materijali dimenzijski stabilni, pa se mogu čuvati bez straha od deformacije.

$$\underset{\text{(prašak)}}{\text{ZnO (u suvišku)}} + \underset{\text{(tekućina)}}{\text{eugenol}} \xrightarrow{H_20} \underset{\text{(krutina)}}{\text{Zn eugenolat + ZnO (nereagirani)}}$$

19.2. Manipulacija

Paste se obično miješaju na podlozi za miješanje sa špatulom. Jednake dužine baze i akceleratora se istisnu na podlogu za miješanje. Paste se temeljito miješaju sa čvrstom nehrđajućom metalnom špatulom. Odgovarajuće vrijeme miješanja kreće se od 45 do 60 sekundi nakon čega mješavina mora izgledati homogeno. Ovisno o tipu paste, stvrdnjavanje traje od 10 do 15 minuta.

Prednost cink oksid-eugenol paste je točnost otisaka mekih tkiva zbog njegove niske viskoznosti. Također, materijal je dimenzijski stabilan nakon stvrdnjavanja zbog minimalne kontrakcije (0.1%), ravnomjernog otisnutog sloja (1 – 2 mm) i stabilnosti žlice za otisak (najčešće akrilatne individualne žlice). Ima dobru osobinu reprodukcije površinskih detalja (čak i u vlažnim ustima), te nije skup. Dobro se lijepi za individulanu žlicu.

Otisak uzet cink oksid-eugenol pastom treba dobro pripremiti i iskoristiti za izlijevanje sadrenog modela ili odljeva što prije, kako se ne bi nepažljivim rukovanjem otisak oštetio ili grijanjem deformirao. Nakon stvrdnjavanja sadre, otisak se uranja u toplu vodu (60ºC) da bi se olakšalo njegovo skidanje s modela.

Nedostaci ovog materijala su promjenljivo vrijeme stvrdnjavanja zbog temperature i vlažnosti, te je nezgodan prilikom rukovanja jer je dosta masan i ostavlja mrlje. Budući da ovaj materijal nije elastičan, mora se pažljivo vaditi iz usta, jer postoji mogućnost deformacije otiska kada se preko potkopanih mjesta vadi iz usta. Moguća je preosjetljivost pacijenta i stomatologa na eugenol. U takvim slučajevima treba upotrebljavati paste bez eugenola ili uzimati otiske elastičnim materijalima.

Cink oksid-eugenol otisci mogu se dezinficirati umakanjem u 2% glutaraldehid ili otopinu jodofora na sobnoj temperaturi. Moraju se slijediti preporuke proizvođača o ispravnoj dezinfekciji.

LITERATURA

1. CRAIG RG, O'BRIEN WJ, POWERS JM. Dental materials – properties and manipulation. St Louis, Mosby, 1983.
2. CRAIG RG, PEYTON FA. Restorative dental materials. St Louis, Mosby, 1975.
3. KOSOVEL Z, NIKŠIĆ D, SUVIN M. Materijali za stomatološku protetiku. Metali i nemetali. Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 1969.
4. KRALJEVIĆ K. Potpune proteze. Areagrafika, Zagreb, 2001: 107-108.
5. LEINFELDER KF, LEMONS JE. Clinical rstorative materials and techniques. Philadelphis, Lea & Febiger, 1988.
6. O'BRIEN WJ. Dental Materials and Their Selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Co; 1997.123-127.
7. PAGNANO VO, BEZZON OL, de MATTOS MGC, RIBEIRO RF. A Clinical Evaluation of Materials for Interocclusal Registration in Centric Relation. Braz Dent J 2000;11: 41-47.
8. STOMATOLOŠKI LEKSIKON. Zagreb: Globus; 1990. 93.
9. VUJOŠEVIĆ LJ, STAMENKOVIĆ D, OBRADOVIĆ-ĐURIČIĆ K, PAVLOVIĆ G, POPOVIĆ G. Stomatološki materijali. Beograd, Medicinska knjiga, 1997.104-106.
10. www.kerrdental.com

20. MATERIJALI ZA OTISKE

Denis Vojvodić

20.1. UVOD

Za izradbu različitih vrsta protetskih radova (krunice, mostovi, pomične proteze itd.) i ortodontskih naprava potrebno je izraditi precizan model oralnih struktura pacijenta na kojem će se u zubotehničkom laboratoriju izrađivati željeni radovi. Kako bi se dobio takav model moramo uzeti registrat pacijentovih oralnih struktura nekim od otisnih materijala s ciljem dobivanja njihova negativnog oblika – negativa, tzv. otiska. Izlijevanjem tog negativa, najčešće u sadri, dobivamo pozitiv, identičan obliku oralnih struktura, tzv. model, prikladan za izradbu protetskog rada. Otisni materijali se u plastičnom stanju unose u usta pacijenta prikladnom žlicom, a stvrdnjavanje otisnog materijala odvija se kemijskom reakcijom ili hlađenjem otisnoga materijala u relativno kratkom vremenu. Otisni materijali koji su nižeg viskoziteta manje komprimiraju i pomiču meka tkiva i nazivaju se mukostatičnima, za razliku od viskoznijih materijala koji su mukokompresivni.

Otisni materijali moraju zadovoljavati određene uvjete, od kojih su najvažniji: **preciznost**: jer o njoj ovisi i preciznost izradbe nadomjestka. Izrađeni nadomjestak nikako ne može biti precizniji od otiska iz kojeg je izlit radni model. Za postizanje što veće preciznost bitna su reološka svojstva otisnoga materijala koja omogućuju da tijekom unašanja u usta otisni materijal bude dovoljno niskog viskoziteta kako bi precizno otisnuo i najfinije detalje, stoga mora imati određeno radno vrijeme tijekom kojega nema znatnog povećanja viskoznosti (koje nastupa tek tijekom svezivanja); **dimenzionalna stabilnost**: dimenzionalne promjene vezane za reakciju svezivanja tj. otvrdnjivanja materijala moraju biti neznatne isto kao i dimenzionalne promjene tijekom pohranjivanja otiska (do izlijevanja); **elastičnost**: otisni materijal mora biti elastičan tijekom vađenja iz usta kako bi potkopana (podminirana) mjesta ostala otisnuta bez iskrivljenja (distorzije); **kompatibilnost**: s materijalima za izlijevanje otisaka, jednostavna primjena: **neškodljivost**: otisni materijal mora biti netoksičan i antialergen; **ugodnost za pacijenta:** ugodan okus i miris, primjereno vrijeme svezivanja i lagano vađenje iz usta. Otisni materijal mora zadovoljavati ovaj uvijet, kako ne bi zamarao pacijenta i stomatologa; **otpornost na trganje:** kako ne bi došlo do trganja otiska tijekom vađenja iz usta, odnosno manipulacije u

laboratoriju; **mogućnost dezinfekcije**: kako otisak ne bi bio izvorom zaraze u laboratoriju; **ekonomičnost**. Otisni materijali dijele se na neelastične i elastične.

Neelastični materijali su:

- sadra,
- kompozicijske termoplastične mase,
- cink-oksid-eugenol paste,
- voskovi.

Ovi materijali nazivaju se i klasičnim otisnim materijalima, a danas se rijetko uporabljuju kao otisni materijali u užem smislu, već se rabe kao pomoćni materijali i materijali za uzimanje međučeljusnog registrata (odnosa donje i gornje čeljusti). Opisani su u drugim poglavljima ove knjige.

Elastični materijali se dijele u dvije skupine po kemijskom sastavu različitih materijala: **sintetičke elastomere** (zbog sličnosti gumi u stvrdnutom stanju neki ih nazivaju i gumastim materijalima) i **hidrokoloide**. Zajednička im je osobina, da poslije očvršćivanja ostaju elastični, lako se i bez neugode vade iz usta pacijenta.

20.2. SINTETIČKI ELASTOMERI

Najvažnija podijela sintetičkih elastomera je prema kemijskom sastavu i viskozitetu. Prema kemijskom sastavu dijelimo ih na:

- -polisulfide,
- -silikone (adicijski i kondenzacijski),
- -polietere.

Sintetički elastomeri se dijele prema viskozitetu tj. konzistenciji na:

- -kitaste (konzistencija staklarskoga kita),
- -vrlo viskozne - guste,
- -srednje viskozne,
- -rijetko viskozne,
- -vrlo rijetko viskozne.

Obzirom na njihova svojstva sintetičke elastomere klasificiraju i internacionalni standardi, a u Europi se najviše koriste:

- ISO 4823 International Standard,
- DIN13913 Deutsches Institut fuer Normung,
- BSI 4269 British Standards Institution.

Navedeni standardi klasificiraju sintetičke elastomere u tipove i kategorije prema konzistenciji i najvažnijim svojstvima (npr. vrijeme miješanja, radno vrijeme, preciznost, otpornost na deformaciju, kompatibilnost prema sadri, itd.).

U SAD-u uporabljuje se standard Američke stomatološke udruge ANSI/ADA Specification No. 19 for Non Aqueos, Elastomeric Dental Impression Materials. Ovaj jednostavni standard razlikuje tri tipa (prema kemizmu) i tri klase (prema viskozitetu) sintetičkih elastomera.

Tip I – polisulfidi,	Klasa 1 - gusti viskozitet,
Tip II – silikoni,	Klasa 2 – srednji viskozitet,
Tip II – polieteri.	Klasa 3 – rijetki viskozitet.

20.2.1. Polisulfidi (tiokoli ili merkaptani)

Polisulfidi su bili prvi gumasti materijali primjenjeni u otisnim postupcima još godine1953. To su polikondenzacijski spojevi alkaličnih polisulfida (Na-tetrasulfid) i alifatskih dihalogenida. Osnovu ovih materijala čine polisulfid sa SH - grupama (merkaptan)

$$HS-(C_2H_4\text{-}O\text{-}CH_2\text{-}O\text{-}C_2H_4\text{-}S\text{-}S)_m\text{-}\underset{\underset{SH}{|}}{\overset{\overset{C_2H_5}{|}}{C}}\text{-}(S\text{-}S\text{-}C_2H_4\text{-}O\text{-}CH_2\text{-}O\text{-}C_2H_4)_n-SH$$

Osnovna pasta sadrži oko 80% polisulfid polimera i 20 % punila, najčešće TiO_2, a obično je bijele boje zbog boje punila.

Pasta reaktora, ponekad se zove i katalizator (akcelerator ili aktivator), obično je smeđe boje jer sadrži oko 77% olovnog dioksida (PbO_2) koji izaziva polimerizaciju (polikondenzacija) i umreženje (cross-linking) oksidacijom –SH skupina.

U sljedećoj reakciji javlja se umreženje (cross-linking) ionskim vezama. No to nije poželjno jer ovakva kemijska struktura, kada je pod napetošću (pritisak tijekom uzimanja otiska), može izazvati kemijske reakcije koje, pak, dovode do trajne deformacije otiska. Stoga se polisulfidnom otisnom materijalu još dodaje sumpor koji mu daje stabilnost.

Zbog mogućeg štetnog djelovanja na živo tkivo olovni dioksid se u novijih polisulfida zamjenjuje s magnezijem ili cinkovim oksidom ili cinkovim karbonatom. Time je ovaj materijal čišći, jer ne prlja tkanine kao kod uporabe olovnog oksida kao reagensa.

Sumpor, oko 3%, daljnji sastojak paste reaktora, uzrokom je neugodnom mirisu, što ovaj materijal, unatoč preciznosti i dimenzijskoj stabilnosti, diskreditira u odnosu na druge gumaste materijale.

Reaktoru se još dodaje oko 20% ulja (kloriranog parafina, stearin, ili neki od estera) kako bi se dobila pasta prikladnoga viskoziteta.

20.2.2. Silikoni (polisiloksani)

Silikoni (polisiloksani) su makromolekularni kondenzacijski produkti silicijevih spojeva u kojima se najjednostavniji lanac silikona sastoji od naizmjenično poredanih atoma silicija i kisika:

- O - Si - O - Si -O -

Na ovakove lance nadograđuju se različiti organski radikali čineći između ostaloga i osnovni sastojak silikona: polisiloksan (hidroksidimetilpolisiloksan).

Konzistencija, odnosno viskozitet ovih materijala, ovisi o punilima koja sadrže silicijev, cinkov i titanijev oksid te kalcijev i barijev sulfat, zatim parafin, silikonsko ulje niskog viskoziteta, otvrđivače, korigense i boju.

Ova osnovna masa je u plastičnom stanju, a stvrdnjava, odnosno prelazi u elastično stanje djelovanjem reaktora koji može biti u obliku paste ili tekućine. Reaktor sadrži aktivator kemijske reakcije, obično neki organski spoj kositra, kao npr. kositreni dibutil-aurat.

Reaktor sadrži i sredstvo za umreženje alkoksi orto-silikat ili njegov polimer kao npr. polietilsilikat ili pak organski hidrogensiloksan.

Ovisno o načinu kemijske reakcije njihova svezivanja razlikuju se dva tipa silikona: kondenzacijski i adicijski.

Kondenzacijski silikoni. Osnovu kondenzacijskog tipa čini polisiloksan sa OH-skupinama, tako da se pri njegovu vezivanju oslobađaju nusprodukti, u prvom redu alkohol ili vodik. Otpuštanje nusprodukata tijekom kemijske reakcije svezivanja karakteristično je za ovu vrstu sintetičkih elastomera. Ukoliko se oslobađa alkohol to rezultira gubitkom materijala na težini i njegovim skvrčavanjem, 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.

Adicijski silikoni (polivinilsiloksani). Ovaj naziv dobili su jer polimeriziraju adicijskom rekcijom, pri čemu nema stvaranja nusprodukata. Ova činjenica je razlog velike dimenzijske stabilnosti i preciznosti adicijskog tipa silikona. Adicijski silikoni sastavljeni su od organskog hidrogensiloksana i složenog silanskog spoja s vinilskim skupinama. Reaktor je spoj koji sadrži plemeniti metal, obično platinske soli (npr. H_2PtCl_6). Ovakve reakcije vode do stvaranja umrežene silikonske gume.

20.2.3. Polieteri

Polieteri su najmlađi predstavnik elastomera za otiske i u uporabi su od godine 1960.

Osnovnu pastu im čini nazasićeni polieter s epiminskim skupinama na kraju, plastifikator i razna punila.

Pastu reaktora sačinjavaju: jedan aromatski sulfonat te također plastifikatori i punila. Pomiješane paste polimeriziraju kationskom polimerizacijom. Kation potiče od reaktora npr. benzen sulfonskog estera koji dodan epiminskoj skupini uzrokuje otvaranje prstena. U ovom obliku kemijske reakcije epiminske skupine se mogu umrežavati.

Polieteri su veoma precizni gumasti materijali za otiske (uz adicijske silikone najprecizniji!), te dimenzijski izuzetno stabilni, pogotovo ako se otisci pohranjuju u suhoj sredini. Nedostatak im je velika čvrstoća nakon polimerizacije, pa nisu pogodni za otiske tamo gdje preostaje veći broj nebrušenih ili parodontno oštećenih zubi (mogućnost ekstrakcije). Za

izlijevanje otisaka valja koristiti tvrde sadre tip IV kako bi se izbjegli lomovi zuba na modelu prigodom odvajanja izlitog modela i otiska.

20.2.4. Svjetlosno - polimerizirajući sintetički otisni materijali

U novije vrijeme na tržištu se pojavljuju i svjetlosno polimerizirajući materijali. Sastoje se od smole poliuretan dimetakrilata, SiO_2 punila koje pridonosi prijenosu svjetlosnog zračenja, plastifikatora, boja i stabilizatora. Dodaju se aktivatori koji omogućuju polimerizaciju sastojaka u prisutnosti izvora svjetlosti valne duljine oko 480 nm, tj. konvencionalnih stomatoloških lampi za polimerizaciju kompozita. Kako bi se mogla provesti svjetlosna polimerizacija logično je kako se rabe posebne prozirne žlice izrađene od polistirena. Stomatolog može kontrolirati vrijeme manipulacije u ustima (koje je praktički neograničeno), tj. vrijeme kada će započeti svezivanje otisnoga materijala uključivanjem lampe za polimerizaciju.

20.2.5. Priprema sintetičkih elastomera za otiske

Elastomeri su dvokomponentni sustavi koji se moraju dovesti u plastično stanje pogodno za uzimanje otiska. To se postiže energičnim miješanjem određenih količina obiju komponenata (osnovnog materijala i njegova reaktora), čime započinje tijek polimerizacije (svezivanja) i postupni prijelaz iz plastičnog u elastično stanje.

U pripremi sintetičkih elastomera razlikujemo dvije faze:

- doziranje (proporcionalizacija) i
- miješanje.

Doziranje ili proporcionalizacija prethodi miješanju, a sastoji se u određivanju ukupne količine otisnoga materijala u odnosu na veličinu područja otiskivanja (tj. otiska), te na doziranje reaktora u odnosu na osnovni materijal.

Ako se obje komponente nalaze u tubi, tada se na podlogu ili u plastičnu posudicu istiskuje određena količina oba materijala, u odnosu koji propisuje proizvođač. Kod kitastih materijala priložene plastične žličice služe kao jedinica mjere kojoj se dodaje propisana količina reaktora

Materijali srednje i rijeđe konzistencije miješaju se na podlogama od "masnoga" papira koji sadrže mjerilo u centimetrima, kako bi se odredila jednaka dužina komponenti (najčešće različiti volumeni!), no za tu svrhu mogu poslužiti i plastične ili staklene pločice. Za vrlo rijetke materijale preporuča se miješanje u plastičnim posudicama. Miješanje se obavlja metalnom špatulom, većom od onih za miješanje cemenata. Potezi miješanja su široki kako bi se u međusobni kontakt doveli svi dijelovi osnovnog materijala i reaktora. Sintetički elastomeri kitaste konzistencije, najčešće se nakon dodatka reaktora mijese prstima, kao tijesto, uz uporabu gumenih rukavica, kako se rektor (kapi ili pasta) ne bi upili u kožu, te tako doveli do loše kvalitete otisnog materijala ili alergijske reakcije kože osobe koja ih miješa.

Valja pripomenuti kako su adicijski silikoni osjetljivi na jednokratne rukavice koje sadrže lateks (sumporne komponente), što može utjecati na kvalitetu otisnog materijala. Stoga ih valja miješati golim rukama, jer su obe komponente obično u obliku kitastog materijala i nema upijanja komponenti u kožu mješatelja, ili pak uporabom silikonskih rukavica (bez lateksa).

Prema međunarodnim standardima vrijeme miješanja iznosi 30-60 sekundi na temperaturi 23 ^{o}C ($^{\pm}$2 ^{o}C) i relativnoj vlazi 50% ($^{\pm}$5%).

U fazi doziranja i miješanja sintetičkih elastomera važno je strogo pridržavanje naputaka proizvođača, jer će svaka improvizacija promijeniti željena svojstva otisnog materijala.

Stoga je u novije vrijeme olakšana priprema sintetičkih elastomera za otiske uporabom kartuša i "aplikacijskog pištolja". Kartuša sadrži dva odvojena spremnika koji sadrže komponente sintetičkog elastomera. Na nju se stavlja plastična cijev (aplikator) za jednokratnu uporabu koja u sebi sadrži spiralu kojom se dvije komponente ravnomjerno miješaju. Pritiskom na obarač "pištolja" istiskuje se potrebita 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.

Postoje također i električni aparati za miješanje otisnih materijala u koje se stavljaju komponente otisnog materijala u originalnim pakiranjima, a aparat sam pravilno dozira komponente dok mi određujemo količinu potrebitog materijala.

20.2.6. Svezivanje sintetičkih elastomera (polimerizacija)

Svezivanje sintetičkih elastomera, tj. gumastih materijala za otiske započinje praktički već od samog početka miješanja, tj. kontakta osnovnog materijala i raktora. Javljaju se prve

elastične čestice koje se vremenom umnažaju i umrežuju, što dovodi do potpunog svezivanja otisnoga materijala i njegova prelaska iz plastičnog u elastično stanje

U vremenu svezivanja sintetičkih elastomera razlikuju se dvije faze. Prva faza je očvršćavanje materijala koje u kliničkom smislu dozvoljava vađenje otiska iz usta bez deformacija. Druga faza se nastavlja nakon vađenja otiska i traje kod nekih materijala i do jednog sata do potpunog okončanja polimerizacije. Tijekom toga vremena moguće su još neke dimenzionalne promjene otisnog materijala, a tek njihovim završetkom nastupa vrijeme pogodno za izlijevanje otiska.

U kliničkom radu dobar pokazatelj završetka prve faze svezivanja je jednostavan test koji se provodi pritiskom tupim instrumentom (kuglica nabijača za amalgam) ili noktom (njem.: fingernageltest!) na površinu otisnoga materijala, nakon kojeg ne ostaje impresija već se utisnuti dio trenutno "vraća" u prvobitni položaj. Nakon toga otisak ostavljamo u ustima još 1 - 2 minute kako bismo bili posve sigurni da je cijelokupan otisni materijal “očvrsnut”. Ta prva faza svezivanja elastomera, zavisno od njegova kemijskog sastava i viskoziteta (konzistencije), traje od 5 do 10 min.

U ukupnom vremenu rada sa sintetičkim elastomerima tijekom postupka otiskivanja razlikujemo: vrijeme miješanja, vrijeme manipulacije (punjenje žlice za otisak i namještanje žlice u ustima pacijenta), i vrijeme svezivanja ili polimerizacije. Zbroj ovih vremena za suvremene materijale iznosi od 8 do 12 min. Poželjni su takovi otisni materijali koji imaju relativno dugačko vrijeme manipulacije, a što kraće vrijeme svezivanja kako bi postupak otiskivanja bio što ugodniji za pacijenta. Na ukupno radno vrijeme rada sa sintetičkim elastomerima utječe 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.

Sintetički elastomeri ili gumasti materijali za otiske apliciraju se u usta pacijenta uporabom različitih žlica koje su detaljnije opisane u drugom poglavlju. One mogu biti konfekcijske (metalne i plastične) ili individualne za pojedinog pacijenta. Individualne žlice se izrađuju na situacijskom modelu uporabom hladno polimerizirajućeg akrilata. Kako u potpunosti odgovaraju situaciji u ustima, omogućavaju jednoličan sloj otisnog materijala (obično srednjeg viskoziteta), što smanjuje njegovu deformaciju prigodom vađenja iz usta. Takve žlice su stoga i najbolje, ali poskupljuju i kompliciraju otisni postupak (izradba u zubotehničkom laboratoriju). Konfekcijske žlice mogu se opetovano koristiti (nakon sterilizacije), stoga su jeftinije i jednostavnije za uporabu. Kako se u njih obično stavlja otisni materijal vrlo visokog viskoziteta (kitasti), bolje su metalne žlice, jer se plastične prigodom pritiska otisnog materijala na oralne

strukture mogu deformirati. Otisni materijali prijanjaju na žlice mehaničkim retencijama (perforacije, ojačani rubovi žlice) ili pak uporabom adheziva koji ujedno smanjuju i kontrakciju otisnoga materijala.

20.2.7. Fizikalna svojstva sintetičkih elastomera

Osim već spomenute konzistencije, među najvažnija fizikalna svojstva sintetičkih elastomera spadaju:

- preciznost,
- elastičnost i
- dimenzijska stabilnost.

Preciznost se očituje u mogućnosti reprodukcije najsitnijih detalja. Prema međunarodnim standardima, mjeri se mogućnošću otiskivanja ureza širine 20 mikrona urezanog u čelični blok. Današnji materijali još su i precizniji, no to zapravo prelazi potrebe za preciznošću u široj kliničkoj praksi.

Preciznost ovisi i o polimerizacijskoj kontrakciji tijekom svezivanja otisnih materijala. Kontrakcija može nastati i tijekom hlađenja otiska s temperature usne šupljine na sobnu temperaturu, a ovisna je o veličini koeficijenta termičkog rastezanja otisnih materijala i to ovim redosljedom:

polieteri > silikoni > polisulfidi.

Veličina termičke kontrakcije može se smanjiti uporabom adheziva na žlicama za otiske. Elastičnost sintetičkih elastomera očituje se u sposobnosti da se u polimeriziranom stanju pod utjecajem određene sile mogu deformirati, a nakon prestanka njezina djelovanja vratiti u početno stanje. Praktičan značaj ove 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 prvotni položaj. Mjerenja elastičnosti otisnih materijala izvode se na taj način da izvrši istezanje materijala, tj. deformacija u iznosu od 10% volumena i trajanju 30 sekundi, a mjeri se postotak preciznosti, odnosno vraćanje otisnoga materijala u prvobitni položaj. Polieteri su nakon svezivanja najčvršći otisni materijali i stoga ih je najteže izvaditi iz usta, ukoliko ima potkopanih mjesta.

Dimenzijsku stabilnost karakteriziraju promjene sintetičkih elastomera nakon njihova svezivanja, pa do vremena izlijevanja otiska. Ovisi prvenstveno o kontrakciji ili ekspanziji (bubrenju) polimeriziranih otisnih materijala odnosno o mediju u kojem su odloženi. Kako je već naglašeno, neki materijali isparavaju nusprodukte nastale nakon polimerizacije (kondenzacijski silikoni!) ili su pak hidrofilni pa upijaju vodu (polieteri).

Rezimirajući često različita mišljenja i preporuke, proizlazi kako otiske učinjene sintetičkim elastomerima nije poželjno izlijevati u vremenu do 30 minuta nakon vađenja iz usta, a taj period može iznositi i do 2 sata. Ovo je vrijeme potrebno za završetak polimerizacije otisnog matrijala tj. njegovo definitivno svezivanje. Nakon tog vremena neki materijali, poput adicijskih silikona i polietera mogu biti odloženi bez posljedica i nekoliko dana, ukoliko 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 može tolerirati.

20.3. HIDROKOLOIDI

U skupinu elastičnih materijala za otiske pripadaju i hidrokoloidi. Po svom sastavu i načinu primjene bitno se razlikuju od sintetičkih elastomera. Zahvaljujući svojoj preciznosti hidrokoloidi predstavljaju nezamjenjivi otisni materijal.

Za potpuno razumijevanje ovih materijala moramo razlikovati koloid od solucije (otopine) i suspenzije. Solucija (otopina) je homogena smjesa u kojoj su male molekule ili ioni otopljeni u otapalu (npr. vodi, pa govorimo o vodenoj otopini). Nasuprotno, suspenzija je 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 između ove dvije krajnosti, također su heterogeni, dvofazni sustavi kao suspenzije, ali su dispergirane čestice manje, obično u rasponu od 1-200 nm. Ukoliko je otapalo voda, riječ je o hidrokoloidima.

Mogu se nalaziti u dva oblika: to su sol- i gel-stanje. Sol-stanje je tekuće, i to različita viskoziteta, dok je u gel-stanju materijal konzistencije želatine zbog aglomeracije molekula dispergirane faze koje tvore niti ili lance u umreženom uzorku. Te niti ili lanci okružuju molekule otapala, u ovom slučaju vodu, tvoreći hidrokoloid.

Sol stanje se može pretvoriti u gel-stanje (postupak gelatinizacije) na dva načina po čemu i razlikujemo hidrokoloide:

1. snižavanjem temperature, pri čemu dolazi do gelatinizacije, ali proces je moguć i u suprotnom smjeru, pa povišenjem temperature gel prelazi u sol-stanje, a proces se naziva likvefakcija. Ovakvi, reverzibilni procesi su mogući jer niti dispergirane faze na okupu drže Van der Waalsove sile. Stoga kažemo da je riječ o r e v e r z i b i l n i m hidrokoloidima,
2. kemijskaom reakcijom, čiji je rezultat novi, netopivi spoj i nije moguća reakcija u suprotnom smjeru. Takove sustave nazivamo i r e v e r z i b i l n i m hidrokoloidima ili alginatima.

Čvrstoća i žilavost gel-stanja ovisi o:

1. koncentraciji niti dispergirane faze,
2. koncentraciji punila, tj. inertnih prašaka koji se dodaju materijalu kako bi bio manje elastičan, pa što je koncentracija veća to je materijal čvršći i žilaviji.

Najveći dio hidrokoloida čini voda, pa je logično da će svaka promjena u količini vode imati bitnog odraza na karakteristike materijala odnosno na preciznost otiska. U tom smislu poznata su tri fenomena: isparavanje vode (evaporacija), upijanje vode (imbibicija) i sinereza. Ukoliko se otisak uzet hidrokoloidom ostavi na zraku, sadržana voda će isparavati. Stoga dolazi do isušivanja i kontrakcije otiska, odnosno njegove deformacije. Nasuprot tome, ako se otisak potopi u vodu, materijal će upiti, imbibirati, određenu količinu vode, što rezultira također neželjenim dimenzijskim promjenama (ekspanzija).

Fenomen sinereze je pojava eksudata na površini gelatiniziranog hidrokoloida, pri čemu izlučena tekućina nije samo voda već i ostale komponente iz sastava hidrokoloida, otopljene u vodi. Događa se, npr., kada se molekule gela više približe jedna drugoj kao posljedica nastavka reakcije svezivanja.

Kod uporabe hidrokoloida kao materijala za otiske oni se u usta pacijenta unašaju u sol-stanju kako bi se precizno ocrtali i najfiniji detalji, potom nastupa proces gelatinizacije i nakon stvaranja gela materijal je dovoljno elastičan kako bi se mogao izvaditi iz usta.

20.3.1. Reverzibilni hidrokoloidi

Osnovni sastojak reverzibilnih hidrokoloida čini a g a r (polisaharid) koji se dobiva iz morskih algi, a dodaje mu se boraks koji očvršćuje gel, ali usporava stvrdnjavnje sadre kod

izlijevanja otisaka. Stoga se dodaje i kalijev sulfat koji ubrzava stvrdnjavanje sadre, te neutralizira negativno djelovanje boraksa na sadru. Volumski najveći dio reverzibilnog hidrokoloida čini voda (oko 80%), pa je logično da će svaka promjena u količini vode imati bitnog odraza na karakteristike materijala (evaporacija, imbibicija)

Iz tih razloga, otisci s reverzibilnim hidrokoloidom moraju se izlijevati neposredno nakon vađenja iz usta. Ako to iz bilo kojeg razloga nije moguće, pohranjuju se u humidorima ili omotani vlažnom staničevinom u hermetički zatvorenim plastičnim kutijama ili polietilenskim vrećicama do 45 min.

Na tržište dolaze u hermetički zatvorenim spremnicima, kako ne bi došlo do isušivanja, i to u dva oblika: u tubama viskozniji hidrokoloid i u štapićima niskoviskozni hidrokoloid. U fiksnoj protetici tehnika otiska zahtjeva po viskoznosti dvije vrste materijala: pa se gušći iz tuba primjenjuje u žlici, a štapići niskog viskoziteta umeću se u specijalne štrcaljke kako bi se hidrokoloid nanio na zube i u područje gingivnih sulkusa.

Za provođenje postupka likvefakcije potrebna je posebna aparatura za zagrijavanje hidrokoloida, a za postupak gelatinizacije sustav za hlađenje koji uključuje specijalne žlice s dvostrukim dnom kroz koje cirkulira hladna voda iz priključka na vodovodnu instalaciju. Ove žlice imaju odebljani rub kako bi se ostvarila mehanička retencija za hidrokoloidni materijal, jer je adhezija hidrokoloida na metalnu površinu žlice vrlo slaba.

Aparat za zagrijavanje sastoji se iz triju kupelji. U prvoj, temperature 95-100 ^{o}C, materijal se grije (likvefakcija!) oko 15 minuta i izuzetno je važno da se cijeli materijal smekša. Potom se premješta u srednju kupelj temperature 65 ^{o}C, gdje može biti pohranjen do 48 sati. Pet minuta prije uzimanja otiska žlica se puni hidrokoloidnim materijalom i stavlja u treću kupelj na temperaturu od oko 45 ^{o}C, kako bi materijal bio pogodne temperature za aplikaciju u usta. Nakon namještanja žlice u ustima slijedi proces gelatinizacije snižavanjem temperature kroz 10 minuta cirkuliranjem hladne vode dvostrukim dnom specijalne žlice i sustavom za hlađenje koji se lako priključuje na svaku stomatološku jedinicu.

Reverzibilni hidrokoloidi su niskoviskozni i mogu precizno reproducirati sitne detalje ukoliko su pravilno uporabljivani. Tijekom postupka hlađenja (gelatinizacije) prvo se stvrdnjava materijal koji je nabliži žlici (hladnije!), a tek potom stvrdnjava materijal prema tkivima (toplije!). Tako materijal u dodiru s tkivima i zubnim strukturama ostaje najdulje tekuć i može doticati na ta mjesta, te tako kompenzira dimenzionalne promjene nastale uslijed gelatinizacije (kontrakcija), tj. sprječava posljedičnu nepreciznost otiska. Stoga ih neki autori smataju i najpreciznijim otisnim materijalima, naravno uz strogo pridržavanje naputaka za uporabu.

Ovi materijali su netoksični i ne prouzroče alergijsku reakciju, no slabe su čvrstoće na kidanje. Uporabom sustava za hlađenje stvrdnjavaju u prihvatljivom vremenskom razdoblju (do 10 min.). Pošto su reverzibilni, teorijski bi se mogli uporabljivati više puta, no tada ih valja sterilizirati potapljanjem kroz 10 minuta u vodenu otopinu natrijeva hipoklorita ili glutaraldehida. No zbog njihove niske cijene sterilizacija nije isplativa niti preporučljiva.

Osim uporabe u kliničkim postupcima otiskivanja ovi materijali koriste se i u zubotehničkom laboratoriju za dubliranje (reproduciranje) modela, kao što je slučaj tijekom izradbe metalnih baza pomičnih proteza. Zbog njihovih karakteristika mogu se uporabljivati nekoliko puta, a pošto ne dolaze u doticaj s pacijentom nije ih potrebito sterilizirati.

20.3.2. Irevezibilni hidrokoloidi - alginati

Ireverzibilni hidrokoloidi koji se primjenjuju u stomatološkoj protetici su soli alginske kiseline - alginati (polisaharidi). Prah irevezibilnih hidrokoloida sastoji se od oko 12 % topivih soli alginske kiseline kao što su natrijev, kalijev ili amonijev alginat, te 12% sporo topivih kalcijevih soli (npr. $CaSO_4$). Ove kalcijeve soli otpuštaju Ca^{+2} ione koji reagiraju sa solima alginske kiseline tvoreći netopiv gel kalcijeva alginata. Prah sadrži i natijev fosfat (oko 2%) koji usporava reakciju stvaranja gela i njegovim udjelom se regulira brzina svezivanja alginata. Kao punilo se uporabljuje dijatomejska zemlja (70%) sa zadaćom povećanja kohezije zamiješanoga alginata i u konačnici očvršćenja gela. U malim količinama dodaju se fluoridi (poboljšava površinu izlitog sadrenog modela), korigensi (ugodniji okus za pacijenta) i ponekad kemijski indikatori koji mijenjaju boju materijala uslijed promjene pH kako bi se bolje razaznavale pojedine faze tijekom miješanja i manipulacije otisnoga materijala (npr. ljubičasta boja tijekom miješanja mijenja se u roza boju kada je vrijeme punjenja žlice, te u bijelu kada se materijal postavlja u usta pacijenta).

Kada se zamiješa prah irevezibilnoga materijala s vodom formira se sol-stanje, te se soli alginske kiseline, kalcijeva sol i natrijev fosfat počinju otapati i međusobno reagirati. Slijedećom kemijskom reakcijom stvara se netopiv elastični gel kalcijeva alginata:

$$Na_2\ Alg + CaSO_4 \rightarrow Na_2\ SO_4 + Ca\ Alg$$

Samo vanjski sloj čestica natrijeva alginata se otapa i stupa u kemijsku reakciju. Međutim spomenuta reakcija ne smije se odvijati tijekom postupaka miješanja, punjenja žlice,

postavljanja žlice u usta. Ova je reakcija u toj fazi nepoželjna jer se otisni materijal treba tijekom otiskivanja deformirati plastično, a ne elastično. Stoga se formiranje gela odgađa uporabom natrijeva fosfata koji reagira s kalcijevim sulfatom i daje precipitat kalcijeva fosfata prema slijedećoj jednadžbi:

$$2Na_3PO_4 + 3CaSO_4 \rightarrow Ca_3(PO_4)_2 + 3Na_2SO_4$$

Ova kemijska reakcija odvija se prije stvaranja kalcijeva alginata i njome se ne ostvaruju elastična svojstva otisnoga materijala. Tako se bitnija količina kalcijeva alginata ne može stvoriti sve dok se ne potroši sav natrijev fosfat. Na taj način proizvođač može kontrolirati vrijeme svezivanja otisnoga materijala ovisno o dodanoj količini natrijeva fosfata.

Tijekom svezivanja materijala niti gela se međusobno povezuju preko kalcijevih iona, gdje se svaki dvovaljani Ca^{+2} ion povezuje s dvije karboksilne ($-COO^-$) skupine svake iz druge polisaharidne molekule (alginata).

Kako bi se dobio što bolji otisak potrebito je poštivati određene zahtjeve tijekom manipulacije ovim otisnim materijalom. Spremnik u kojem se nalazi prah irevrezibilnoga hidrokoloida mora biti dobro zatvoren kako bi se spriječio doticaj s vlagom. Prah nije stabilan ukoliko je u doticaju s vagom ili povišenom temperaturom. Prije uporabe valja ga dobro protresti kako bi se sastojci ravnomjerno rasporedili. Omjer praha i vode valja odrediti sukladno naputcima proizvođača. Obično se uporabljuje voda sobne temperature, a uporabom hladne vode usporava se svezivanje isto kao što ga topla voda ubrzava. Mješanje se odvija u gumenim šalicama čvrstim pritiskanjem materijala uz rubove šalice kroz vrijeme označeno od proizvođača koje obično iznosi pola do jedne minute. Tada se alginat puni u metalne konfekcijske žlice. Slabe je adhezije na metal, te se koriste žlice s mehaničkim retencijama u obliku odebljanog ruba žlice (rimlok žlice) ili perforacija. Kao adheziv može se koristiti molten ljepljivi vosak ili metil celuloza koji postoje kao tvornički pripravci, no loša strana im je teško čišćenje sa žlica. Postavljen u ustima mora se mirno držati tijekom svezivanja kako bi se postigao što precizniji otisak. Vadi se iz usta brzim pokretom jer se tako smanjuje iznos elastične deformacije otiska i omogućuje preciznije vraćanje u prvobitan položaj. Otisak se vadi iz usta otprilike dvije minute nakon što je prošlo vrijeme svezivanja, odnosno materijal pokazao elastična svojstva.

Nakon vađenja iz usta otisak se ispire hladnom vodom kako bi se odstranila slina, prekriva vlažnom staničevinom s ciljem sprječavanja sinereze, a poželjno ga je izliti što prije, po mogućnosti unutar 15 minuta od uzimanja otiska. Ukoliko to nije mobuće valja uporabiti već spomenute humidore.

Suvremeni irevezibilni hidrokoloidi dovoljno su niskoviskozni te omogućuju otiskivanje finih detalja u usnoj šupljini. Kako je već spomenuto, tijekom svezivanja materijala potrebito je osigurati miran ležaj. Bilo kakav pritisak na formirani gel tijekom otiskivanja prouzročiti će unutarnju napetost materijala što će rezultirati izobličenjem materijala nakon vađenja iz usta. Reakcija svezivanja odvija se prvo na mjestima više temperature (uz strukture koje otiskujemo), upravo obrnuto od reverzibilnih hidrokoloida, što je i jedan od uzroka slabije preciznosti u odnosu na revezibilne hidrokoloide. Alginati su dovoljno elastični kako bi se tijekom vađenja otiska izvukli iz potkopanih (podminiranih) predjela, no zbog slabe čvrstoće na kidanje može doći do njihova kidanja u jako potkopanim predjelima. Kako je već spomenuto, nakon vađenja iz usta otiske valja čim prije izliti zbog isušivanja (evaporacije), što otiske čini dimenzionalno nestabilnima. Teško ih je sterilizirati, jer dezinficijensi u spreju smanjuju oštrinu reprodukcije finih detalja, a potapanje u dezinficijentne otopine negativno utječe na dimenzijsku stabilnost zbog upijanja tekućine (imbibicija). Materijal je netoksičan, ne iritira oralnu sluznicu, a okus i miris su ugodni za pacijenta.

Ovi materijali se ne rabe za otiskivanje kod izrade vrlo preciznih protetskih radova kao što su inlay-i, krunice i mostovi, no u širokoj su uporabi za otiskivanje antagonističkih struktura (kontra), izradu studijskih modela, te u izradbi mobilnih nadomjestaka i ortodontskih naprava.

Razvojem dentalne industrije i tehnologije poboljšavaju se i ovi materijali. Tako se danas proizvode alginati s vrlo malo ili bez prašine u osnovnom prahu što sprječava udisanje prašine kod doziranja i miješanja. To je postignuto oblaganjem čestica osnovnoga materijala glikolom.

Zbog slabe otpornosti na kidanje pokušalo se očvrsnuti materijal dodavanjem silikonskih polimera. Postignuta je veća čvrstoća na kidanje u odnosu na standardni ireverzibilni hidrokoloid, ali dimenzionalna stabilnost je loša.

U literaturi su opisane i nove tehnike koje poboljšavaju preciznost otiska ovim materijalom, pa je interesantna kombinacija otiska reverzibilnim i irevezibilnim hidrokoloidom. Niskoviskozni revezibilni hidrokoloid nanosi se na zube i okolne strukture koje otiskujemo (poboljšana preciznost) i on se prekriva irevezibilnim hidrokoloidom u konfekcijskoj žlici. Na taj način poboljšana je preciznost otiska, a irevezibilni hidrokoloid hladi revezibilni pa nije potrebno hlađenje vodom u žlicama s dvostrukim dnom.

Sve su ovo pokušaji unaprjeđenja hidrokoloidnih materijala koji su vrlo jeftini i zasigurno imaju svoju budućnost u stomatologiji.

20.4. VLAŽENJE POVRŠINE

Vlaženje površine je fizikalni pojam izuzetno bitan za otisne materijale, a označava svojstvo tekućina da se šire po površini na koju su nanesene, a ovisi o površinskoj energiji (napetosti) krute površine.

Svojstvo vlaženja kod gumastih materijala za otiske dijeli se na dva pojma. Prvi, vlaženje krutih zubnih tkiva i okolnih struktura tijekom postupka otiskivanja kada je otisni materijal još nevezan tj. tekućina različitog viskoziteta koja vlaži površinu zuba. Drugi, vlaženje vezanog krutog otisnog materijala, tijekom izlijevanja radnih modela, zasićenom vodenom otipinom sadre koja vlaži površinu otiska. O hidrofilnosti, tj. afinitetu spram vode, otisnoga materijala ovisi preciznost otisak i dobivanje kvalitetnog radnog modela bez mjehurića i defekata površine. Kada je riječ o hidrofobnim materijalima njima smeta nazočnost tekućine tijekom otiskivanja, a apsolutnu suhoću je teško postići u uvijetima usne šupljine, osobito u području gingivnog sulkusa (sulkusna tekućina). Upravo ovdje je smješten završetak preparacije (zaobljena ili pravokutna stuba) koji mora biti precizno otisnut, kako bi se postiglo dobro prilieganje i rubno zatvaranje novoizrađene krunice. Osim toga sadra za izlijevanje otisaka (zapravo vodena otopina) teško vlaži površinu otisaka od hidrofobnih materijala, pa kod njih postoji opasnost, da nakon izlijevanja, površina modela obiluje defektima koji su posljedica zaostalih zračnih mjehurića. U praksi se to spriječava smanjenjem površinske napetosti hidrofobnog otisnog materijala kratkotrajnim potapanjem otiska u sadrenu vodu (engl.: slurry water, njem.: gipswasser) koja preostaje nakon obrade sadrenih modela na električkim brusnim aparatima (trimerima).

Materijali s naglašenim hidrofilnim svojstvima kao polieteri, adicijski silikoni, hidrokoloidi, osobito reverzibilni, omogućuju vrlo precizne otiske, a oni izliveni u sadri daju vrlo kvalitetne radne modele upravo zahvaljujući naglašenoj sposobnosti ovlaživanja.

20.5. DEZINFEKCIJA OTISAKA

U današnje vrijeme kada više razmišljamo o mogućnostima i prevenciji širenja zaraznih bolesti (hepatitis, AIDS, TBC itd.) neminovno se, osim osoblja u stomatološkoj ambulanti, mora zaštititi i osoblje u zubotehničkom laboratoriju. Otisak kao objekt koji dolazi u doticaj sa slinom, a često i krvlju zasigurno je potencijalni prijenosnik zaraze kojim se uzročnici mogu prenijeti u zubotehnički laboratorij. Kako bismo spriječili ili barem umanjili tu mogućnost, prije odnošenja

u zubotehnički laboratorij otisak valja dezinficirati. Otisak valja prvo isprati pod tekućom hladnom vodom kroz 30 sekundi kako bi se odstranila slina ili eventualno ostaci krvi. Slavina mora imati mrežicu (perlator) kako jaki mlaz vode ne bi oštetio otisnute fine detalje na otisku. Nakon toga primjenjuju se različiti preparti klora, jodoforma, formaldehida, glutaraldehida. Danas postoje pripravci koji čak neutraliziraju i virus AIDS-a, te se uporabljuju i za dezinfekciju (zapravo sterilizaciju) optičkih endoskopskih instrumenata u medicini. Dezinfekcija otisaka se, ovisno o vrsti otisnoga materijala, provodi potapanjem otiska u dezinficijentno sredstvo ili pak štrcanjem toga sredstva po otisku (sprej). Kako sam postupak dezinfekcije može imati negativan utjecaj na preciznost otiska, odnosno dimenzijsku stabilnost, to izbor dezinficijensa i način dezinfekcije valja provoditi sukladno naputku proizvođača korištenog otisnoga materijala.

LITERATURA

1. Behneke N, Fuchs P, Fuhr K, et all. Festsitzender Zahnersatz. Munchen:Urban u. Schwarzenberg,1987;107-22.
2. Breustedt A, Lenz E. Stomatologische Werkstoffkunde. 2. Auflage. Leipzig: Johann Ambrosius Barth,1985;31-52.
3. Chai JY, Yeung TC. Wettability of nonaqueus elastomeric impression materials. Int J Prosthodont 1991;4:555-60.
4. Combe E.C. Notes on Dental Materials. Fifth ed. Edinburgh, Churchill Livingstone., 1986;199-223.
5. Fano V, Gennari PU, Ortalli I. Dimensional stability of silicone - based impression materials. Dent Mater 1992;8:105-9.
6. Finger WJ. Effect of storage and ambient humidity on accuracy of dental elastomeric materials. Quintessence Int 1988;19:827-32.
7. Hesby RM, Haganman CR, Standford CM. Effects of radiofrequency glow discharge on impresion materials surface wettability. J Prosthet Dent 1997;77:414-22.
8. Price RB, Gerrow JD, Sutow EJ, MacSween R. The dinensional accuracy of impression material and die stone combinations. J Int Prosthodont 1991;4:169-74.
9. Salem NS, Combe EC, Watts DC. Mechanical properties of elastomeric materials. J Oral Rehabil 1988;15:125-32.

10. Shillingburg HT, Jr.,Hobo S,Whitsett LD. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., 1981;221-40.
11. Strub JR, Turp JC, Witkowski S, Hurzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik. Band II. Berlin: Quintessenz Verlags – GmbH, 1994;573-83.
12. Vassilakos N, Pinheiro FC. Surface properties elastomeric materials. J Dent 1993;21:297-301.

1. DENTALNI AMALGAMI

Goranka Prpić-Mehičić i Nada Galić

Dentalni amalgam slitina je žive s jednom ili više kovina (srebro, kositar, bakar i dr.). Naziv amalgam potječe od grčkih riječi : *a* = ne i *malagma* = smekšanje. Poradi svojih svojstava dugo je važio kao najčešće upotrebljavani materijal za ispune stražnjih zubi. Prednosti su dentalnog amalgama: iznimna otpornost spram djelovanju žvačnih sila, jednostavna primjena u ambulantnim uvjetima i pristupačna cijena. Nedostatci dentalnog amalgama su: opsežnost brušenja zdravog tkiva radi retencije amalgamskog ispuna, neprirodnost njegove boje i moguća toksičnost zbog velikog udjela žive u sastavu ove slitine.

Zapisi o slitini, koja je po sastavu bila slična dentalnom amalgamu, nalaze se još u Kini u 6-om stoljeću pr. Kr. u djelima Su Kunga (iz dinastije Tang) "Materia medica". Su Kung preporučuje spoj od žive, srebrra i kositra za ispune zubi. Gotovo dva tisućljeća kasnije, njemački liječnik Jochan Stocker počeo je rabiti za ispune zubi 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 koristio u ranim godinama 19. stoljeća pod nazivom D'Arcets Mineral Cement. Taj materijal je imao malo sličnosti s današnjim dentalnim amalgamom. Radilo se o slitini 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 slitine na 68°C. Prva priprava dentalnog amalgama pri sobnoj temperaturi pripisuje se Bellu u Engleskoj (1819. godine) pod nazivom "Bellova pasta" ili "Mineral Succedaneum" ("Bell's putty"). Taveau je u Francuskoj 1826. godine počeo miješati strugotine srebrnog novca sa živom, a nastali spoj nazvao je "srebrna pasta".

Iz Europe su dentalni amalgam uveli u SAD 1833. godine. Poradi loše kakvoće tadašnjeg dentalnog amalgama i nedostatne spoznaje o potrebnom sastavu i korištenju dentalnog amalgama, a radi poznavanja toksičnosti žive, primjena amalgama naišla je na snažan otpor i podijelila tamošnje stomatološke krugove. Stoga je American Society of Dental Surgeons 1845. godine zabranilo uporabu dentalnog amalgama. To je bio tzv. "prvi amalgamski rat", koji je trajao od uvođenja dentalnog amalgama u SAD do pojave Townsaeda, Flagg-a i Black-a koji su, naročito Black, uočili 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 standardizaciju njegovog sastava i načina rukovanja njime, što je i potvrdio Nacionalni ured za standarde u Sad-u (National Bureau of Standards) koji je 1928.g. izradio standardnu specifikaciju za dentalne amalgame (ADA specification No.1), a International Standard Organization je 1970 god., uz dopunu iz 1977.g. odredila normative o sastavnim dijelovima i svojstvima dentalnog amalgama. Usprkos takvoj standardizaciji 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 njegovog uvođenja u stomatologiju.

"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. U svojim radovima ukazivao je na opasnost od živinih para i borio se protiv uporabe žive u stomatologiji. Njegovi radovi izazvali su veliku pozornost znanstvene i šire javnosti, što je potaknulo imenovanje Komisije za istraživanje toksičnosti dentalnog amalgama. Komisija je zaključila da nema razloga odbaciti dentalni amalgam i da on ima svoje mjesto u stomatologiji, a što je potvrdio i sam dr. Stock 1941. godine.

Poradi stalnih dvojbi u svezi toksičnosti dentalnog amalgama težilo se njihovom usavršavanju. Među najvažnijim pomacima u razvoju dentalnog amalgama smatra se otkriće tzv. "non-gama$_2$" 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 stomatologa koji su tvrdili da se skoro svaka bolest, od leukemije do probavnih smetnji i lošeg raspoloženja, može povezati s dentalnim amalgamom. Napadi su se naročito pojačali nakon što su Gay i sur. 1979. godine našli elementarnu živu u slini i intraoralnom zraku pacijenata s amalgamskim ispunima nakon žvakanja žvakaće gume, za razliku od ispitanika koji nisu imali amalgamske ispune u ustima , što je potaknulo brojna istraživanja i nagađanja o opasnosti dentalnog amalgama Poradi čestih senzacionalističkih napisa o dentalnom amalgamu u stručnoj i znanstvenoj literaturi, a i radi sličnih prikaza u drugim medijima, počelo se temeljito istraživati djelovanje 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, što je i službeni stav Svjetske zdravstvene organizacije. Ipak, pored ovakvih

nalaza, postoji ozbiljna težnja potpunom uklanjanju dentalnog amalgama iz uporabe, kako zbog zaštite zdravlja, tako i radi zaštite okoliša, jer se dentalni amalgam drži velikom i trajnom opasnošću za okoliš.

21.1. SASTAV DENTALNIH AMALGAMA

Temeljni kemijski sastojci amalgamske slitine su srebro (Ag), kositar (Sn) i živa (Hg). U manjim količinama slitini mogu biti dodani bakar (Cu), cink (Zn), zlato (Au), platina (Pt), paladij (Pa), nikal (Ni), molibden (Mo), volfram(Vo), a preamalgamiranoj slitini i sasvim male količine žive do 3%. Ovisno o udjelu broja kemijskih elemenata dentalni amalgami mogu biti binarni, ternarni i kvarterni.

Podjela dentalnih amalgama prema količinskom udjelu bakra:
- konvencionalni,
- amalgami s visokim udjelom bakra.

21.1.1. Konvencionalni dentalni amalgami

Sadrže do 3% bakra. Proces amalgamacije konvencionalnih dentalnih amalgama odvija se prema slijedećoj shemi i formuli (slika 1):

Budući da je $gama_2$ faza najviše odgovorna za manjak čvrstoće i sklonost koroziji amalgamskih ispuna, nastojalo ju se isključiti iz amalgamske slitine uvođenjem bakra. Ti su amalgami nazvani non-$gama_2$ dentalni amalgami.

21.1.2. Dentalni amalgami s visokim udjelom bakra

Temeljno svojstvo tih amalgama je gotovo potpuno uklanjanje $gama_2$ faze. Dijelimo ih, ovisno o udjelu bakra, na miješane amalgamske slitine i dentalne amalgame s vrlo visokim udjelom bakra. Kod miješanih amalgamskih slitina koje sadrže oko 9% bakra, $gama_2$ faza privremeno nastaje u procesu amalgamacije, no, konačna amalgamska slitina ne sadrži spoj $gama_2$.

Dentalni amalgami s vrlo visokim udjelom bakra sadrže do 28% bakra. Kod tog tipa amalgama uopće se ne stvara $gama_2$ faza. Proces amalgamacije odvija se prema sljedećoj shemi i formuli (slika 2):

Podjela dentalnih amalgama prema obliku čestica

Prema načinu proizvodnje i obliku čestica dentalne amalgame dijelimo (slika 3):

- strugotinaste
- kuglaste
- okruglaste (pakuglaste)
- mješovite slitine.

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

21.2. SVOJSTVA DENTALNOG AMALGAMA

ADA specifikacija No. 1 propisuje tri fizikalna svojstva kao mjeru kakvoće amalgamske slitine.

1. Tečenje dentalnog amalgama (creep). Tečenje je promjena amalgama u dužinu pod određenim tlakom u određenom vremenu izražena u % i maksimalno dopušteno tečenje je 3%.
2. Otpornost na tlak zahtijeva se da otpornost na tlak nakon jednog sata iznosi 80 MPa. Otpornost na tlak može biti smanjena zbog nedostatne amalgamacije, visokog udjela žive, nedostatnog nabijanja amalgama, sporog stavljanja ispuna i korozije.
3. Promjena dimenzije drži se da je kontrakcija dentalnog amalgama u prvih dvadeset minuta posljedica otapanja žive. Potom slijedi ekspanzija, a nakon 6 - 8 sati dimenzije postaju konstantne. Promjena u dužini tijekom 24 sata mora biti između -10 i +20 μm/cm.

Istraživanaj 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. Prosječna otpornost na tlak današnjih amalgamskih slitina, iznosi oko 275 MPa, a nekih čak i do 550 MPa. Otpornost na vlak iznosi od 55-62 MPa.

21.3. OSTALA SVOJSTVA DENTALNOG AMALGAMA

Korozija. Amalgamski ispuni, kao i svi drugi stomatološki 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.

Najvažnijim čimbenicima pri oštećenju amalgamskog ispuna smatraju se elektrokemijska korozija i mehaničke sile, te njihov sinergistički učinak. Naime, korozija uslijed kemijskih reakcija i elektrokemijskih zbivanja oštećuje površinski i ispodpovršinski sloj amalgamskog ispuna, te je tako oslabljen ispun lakše podložan trošenju uslijed mehaničkih sila.

Prema kemijskim zakonima svaka kovina, neplemenita više od plemenite, uronjena u neki elektrolit teži prijeći u ionsko stanje. U usnoj šupljini ulogu elektrolita imaju slina, meko i koštano tkivo. Jačina korozije ovisi o razlici potencijala između kovine i elektrolita, kao i o razlici potencijala dviju kovina.

Analiza korozijskih proizvoda na površini amalgamskog ispuna pokazuje nazočnost četiri temeljna tipa: Sn_4 $(OH)_6$ Cl_2 , SnO, Cu_2O, $CuCl_2$ x $3Cu(OH)_2$ odnosno, bakrenih i kositrenih oksida i hidroksiklorida.

Zna se da je g_2 faza (Sn_8Hg) jedan od glavnih čimbenika korozije. Disocijacijom Sn_8Hg oslobađa se živa koja reagira s nereagiranim česticama gama faze (Ag_3Sn), stvara novu g_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 imenom 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 zubnog kvara.

Usprkos uklanjanju g_2 faze, odnosno njenog smanjena na najmanju moguću razinu, dentalni amalgami s visokim udjelom bakra ipak imaju korozijske promjene. Utvrđeno je da h faza (Cu_6Sn_5) ima najveću sklonost koroziji. Smatra se da jača korozija nastaje pri niskom pH i visokoj koncentraciji kloridnih iona, što dovodi do hidrolize Cu_6Sn_5.

Rubna pukotina. Stvara se više kod konvencionalnih nego kod non-$gama_2$ amalgama. Pukotine se smanjuju tijekom vremena, jer se pune korozijskim produktima i tako pečate.

Toplinska provodljivost. Dentalni amalgam je dobar vodič topline, stoga se dentin i pulpa moraju zaštititi odgovarajućim sredstvima.

Toksičnost dentalnog amalgama. Kad govorimo o toksičnosti dentalnih amalgama, uglavnom mislimo na citotoksičnost žive. Živa koja je u organizmu može potjecati iz hrane, zraka, industrije, stomatologije, nekih lijekova, kozmetičkih preparata.

U prirodi živa se pojavljuje u tri oblika: elementarni, anorganski i organski oblik žive. Za izradu dentalnih amalgama rabi se elementarna živa.

Štetni utjecaji dentalnog amalgama na zdravlje pacijenta mogu biti lokalni, u usnoj šupljini ili sistemski, ovisno od mogućnosti prodora otpuštenih sastojaka iz materijala u organizam, odnosno od stupnja njihove resorpcije.

Sudbina žive i ostalih elemenata iz amalgamskog ispuna:

1. Udisanje živinih para. Smatra se da se oko 80% udahnutih živinih para apsorbira plućima.
2. Pretpostavlja se da se probavnim sustavom resorbira manje od 10% anorganske žive.
3. Jedan dio žive izravno se prenosi od oronazalne šupljine do mozga. (Nema dokaza ovog puta, ali se pretpostavlja radi anatomske građe i povezanosti tih područja).
4. Prijelaz žive iz amalgamskog ispuna u pulpu (Drži se da nema tog prijelaza ako je sav dentin zaštićen podlogom).
5. Prijelaz žive u sluznicu i vezivno tkivo usne šupljine.

Ukoliko se dio žive oslobodi iz amalgamskih ispuna i resorbira u organizam nositelja tog ispuna, smatra se da ju tjelesni mehanizmi nakon kraćeg ili dužeg razdoblja uklanjaju uglavnom putem bubrežnog i mokraćnog sustava.

Maksimalno dopuštena koncentracija živinih para na radnom mjestu iznosi 0.05 mg/m^3. Istraživanja pokazuju da su sve izmjerene koncentracije živinih para niže od dopuštenih.

21.4. PRIMJENA DENTALNIH AMALGAMA

Amalgam je indiciran kao materijal za ispune kaviteta I. i II. razreda, a i V-tog razreda ukoliko su smješteni u nevidljivom području zubnog niza.

Za miješanje dentalnog amalgama koriste se posebno konstruirani uređaji - amalgamatori, unutar kojih se, u posebno prilagođen držač, postavljaju kapsule amalgama u kojima su točno dozirani predamalgamski prah i živa. Taj postupak mehaničkog miješanja amalgamske kapsule ekscentričnim pomacima u amalgamatoru naziva se trituracija. 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 odvija se kemijski proces miješanja i vezanja predamalgamskog praha i žive koji se naziva amalgamacija.

Amalgam u kavitete unosimo 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, dok ne ispunimo kavitet dovoljnom količinom amalgama, koji je potreban za potpunu nadoknadu izgubljenog zubnog tkiva. Nabijači mogu biti montirani i na posebno konstruiranu vrtaljku gdje kuglice amalgama utiskujemo uz stijenke kaviteta. Što je nabijanje amalgamske slitine bolje, bit će bolja fizičko-mehanička svojstva i veća otpornost na okluzijska opterećenja. Strugotinaste slitine zahtijevaju jaču kondenzaciju. Kuglaste i pakuglaste slitine, zbog drukčijeg međusobnog odnosa, zahtijevaju manju tlačnu snagu prilikom kondenzacije. Nakon završene kondenzacije potrebno je amalgamski ispun pravilno morfološki oblikovati i uskladiti sa okluzijom.

21.4.1. Poliranje dentalnih amalgama

Poliranje se izvodi 24 sata nakon stavljanja amalgamskog ispuna (ukoliko proizvođač u uputama za korištenje ne zahtijeva duže vrijeme), jer je tada završen početni proces stvrdnjavanja amalgama. Izvodi se različitim brusnim elementima (čelična svrdla, polireri i finireri amalgama, gumice), uz polijevanje vodom, pri malom broju okretaja mikromotora, uz rad s prekidima i bez tlačenja površine. Poliranjem površine, povećava se mehanička otpornost amalgamskih ispuna, otpornost prema koroziji, poboljšava se rubno zatvaranje,

postiže se bolji izgled, a neka istraživanja ukazuju da se poliranjemsnizuje i električki potencijal amalgamskog ispuna.

LITERATURA

1. Association Report. Dental amalgam: Update on safety concerns. JADA 1998; 129:494-503.
2. Berry TG, et al. Almost two centuries with amalgam: Where are we today? JADA 1994; 125: 329-39.
3. Berdouses E, et al. Mercury release from dental amalgams: an in vitro study under controlled chewing and brushing in an artificial mouth. J Dent Res 1995; 74: 1185-93.
4. Craig GR, et al. Restorative dental materials. St Louis, Toronto, Princeton: C V Mosby Company, 1985; 198-224.
5. Galić N, Šutalo J, Prpić-Mehičić G, Anić I. Dentalni amalgam. Acta Stomat Croat 1994; 28: 147-53.
6. Langworth S, Bjorkman L, Elinder CG, Jarup L, Savlin P. Multidisciplinary examination of patients with illness attributed to dental fillings. J Oral Rehabil 2002;29 (8):705-13.
7. Kaga M, et al. Cytotoxicity of amalgam, alloys and their elements and phases. Dent Mater 1991; 7: 68-72.
8. Lussi et al. Toxikologie der Amalgame. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1989; 99:55-8.
9. Mandel ID. Amalgam hazards. JADA 1991; 122: 62-5.
10. Marek M. Interactions between dental amalgams and the oral environment. Adv Dent Res 1992; 6: 100-10.
11. Marshall SJ, Marshall GW. Dental amalgam: The materials. Adv Dent Res 1992; 6: 94-9.
12. Molin C. Amalgam - Fact and fiction. Scand Dent Res l992;100:66-73.
13. Olsson S, Berglund A, Bergman M. Release of elements due to electrochemical corrosion of dental amalgam. Scand Dent Res 1994; 73: 33-43.

14. Sallsten G, et al. Long-term Use of Nicotine Chewing Gum and Mercury Exposure from Dental Amalgam Filings. J Dent Res 1996 ; 75 : 594-8.

15. Šutalo J, i sur. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. Naklada Zadro, Zagreb, 1994.

16. Yip HK, Li DK, Yau DC. Dental amalgam and human health. Int Dent J 2003;53 (6):464-8.

17. Wahl MJ. A resin alternative for posterior teeth. Questions and answers about dental amalgam. Dent Update 2003;30:256-62.

18. Widstrom E, Haugejorden O, Sundberg H, Birn H. Nordic dentists´ opinions on the safety of amalgam and other dental restorative materials. Scand J Dent Res 1993;101 (4):238-42.

19. Ziskind D, Venezia E, Mass E. Amalgam type, adhesive system, and storage period as influencing factors on microleakage of amalgam restorations. J Prosthet Dent 2003;90 (3):255-60.

22. SMOLASTI KOMPOZITNI MATERIJAL

Jozo Šutalo

Smolasti kompozitni materijal pojavio se kao zamjena dentalnom amalgamu koji je zbog dobrih svojstava kao što su visoka otpornost na tlak i trošenje, niska cijena i jednostavno rukovanje bio gotovo stotinu godina materijalom izbora za sve kavitete prvog i drugog razreda.

Pored nedvojbeno dobrih svojstava dentalni amalgam pokazuje i niz nedostataka kao što su: korozija, potencijalna opasnost od toksičnog djelovanja žive, stvaranje bioeletričkih potencijala u oralnom mediju, nemogućnost bilo kakvog svezivanja za tvrda zubna tkiva i zbog toga zahtijevaju radikalnu preparaciju kaviteta uz žrtvovanje dosta zubnog tkiva da bi se osigurala dostatna retencija ispuna, te konačno potpuno neestetski izgled koji mu značajno umanjuju svekoliku vrijednost.

Zbog navedenih razloga zanimanje za dentalne amalgame počelo je postupno opadati sedamdesetih godina proteklog stoljeća i restorativna stomatologija je tražila novi materijal koji će biti sposoban u potpunosti zamijeniti amalgam, a pritom ispuniti i sve veće estetske zahtjeve u restorativnoj i rekonstruktivnoj stomatologiji.

Smolasti kompozitni materijal ponudio je ispunjavanje ovih zahtjeva, jer je bio bezmetalan, bez žive, termički i električki inertan, imao je sposobnost posrednog svezivanja za tvrda zubna tkiva, i u potpunosti osiguravao zadovoljavajući estetski izgled prirodnog zuba.

Još uvijek ne postoji općenito prihvaćena definicija koja bi precizno opisala smolaste restorativne materijale koji se danas rabe u stomatologiji. Najviše je prihvaćena definicija koju su ponudili Lutz i Phillips 1983. godine, po kojoj je smolasti kompozitni materijal trodimenzijska kombinacija najmanje dva različita materijala, koji su međusobno povezani jasno prepoznatljivom silanskom svezom.

22.1. SASTAV KOMPOZITNOG SMOLASTOG MATERIJALA

Smolasti kompozitni materijal sastavljen je od tri temeljna dijela:

- organske smolaste matrice,
- anorganskih čestica punila ili anorganske raspršene faze i
- međugraničnog svezujućeg posrednika.

Pored temeljnih, postoje još brojni dodaci u malim količinama, koji doprinose poboljšanju sveukupne kvalitete materijala, kao što su: stabilizatori boje, inhibitori i inicijatori odnosno aktivatori polimerizacije, rentgen kontrastna sredstva te različiti pigmenti.

Brojni su istraživači u proteklih pola stoljeća značajni za razvoj smolastih kompozitnih materijala, ali trojici među mnogobrojnim pripada posebno i nezaobilazno mjesto:

- prvi je Michael G. Buonocore, koji je godine 1955., predložio jetkanje caklinske površine ortofosfornom kiselinom, kao jednostavnog postupka u povećavanju adhezije smolastih restorativnih materijala na tvrde zubne strukture,
- drugi je Rafael L. Bowen, koji je stvorio kompozitnu smolu kao estetski restorativni materijal (bisfenol A glicidil dimetakrilat, danas poznat kao akronim Bis-GMA ili Bowenova smola) i
- treći je Nobuo Nakabayashi, koji je predložio hibridizaciju dentinskog supstrata i tako ostvario promociju adhezije pomoću infiltracije monomera u zubnu strukturu.

ORGANSKI DIO

Najvažniji organski sastojak kompozitnog materijala čini smolna matrica temeljena na dimetakrilatnim monomerima (DMA) visoke molekulske težine, koju je otkrio Bowen. To je aromatski bifsfenol-A-glicidil dimetakrilat, koji pokazuje visoku viskoznost zbog čega se mora razrijediti s manje viskoznim ko-monomerima, kao što su trietilen-glikol-dimetakrilat (TEGDMA).

Drugi značajan sastojak koji se rabi kao glavna organska smolasta matrica kod niza kompozitnih materijala jest uretan dimetakrilat (UDMA), koji pokazuje nisku viskoznost i bolju polimeriziranost od Bowenove smole.

Temeljem ove dvije dominantne smole različiti proizvođači su razvili smolaste kompozitne sustave koji sadrže Bis-GMA kao glavnu smolu i proizvođači čiji sustavi koriste UDMA kao glavnu smolu. I jedni i drugi sustavi imaju svoje prednosti i nedostatke. Do sada

međutim, nema ni znanstvenih niti kliničkih potvrda da su kompozitni materijali temeljeni na Bis-GMA bolji od onih temeljenih na UDMA ili obratno.

Pored ovih postoji i niz drugih oligomera koji imaju molekule slične Bis-GMA. Ovi oligomeri su bez hidroksilne (–OH) i esternih skupina, primjerice polimeri, koji imaju nižu viskoznost. To su polimeri bisfenol-A-etilmetakrilat (BIS-EMA) i bisfenol-A-propil metakrilat (BIS-PMA) te drugi manje značajni monomeri, koji se u manjoj mjeri dodaju smolastoj organskoj matrici.

ANORGANSKI DIO

Anorganska raspršena (dispergirana) faza ili punilo obuhvaća različite čestice čisto anorganskog podrijetla, kao što su: kristalinični kvarc, pirogeni koloidni silicijev dioksid, borosilikatno staklo, alumosilikati barija, stroncija, litija, cirkonija i kositra, zatim barijev sulfat te itrijev i iterbijev trifluorid .

Čestice anorganskog punila su različite veličine i oblika, a dodaju se organskoj matrici do njezinog zasićenja. Ove čestice su odgovorne za fizičko-mehanička svojstva materijala. Veličina čestica varira od materijala do materijala, a svaka vrsta čestica posjeduje zasebna svojstva npr:

- čestice pirogenog koloidnog silicija (veličine manje od 0.1 mikrona, inertne su i imaju nizak koeficijent termičke ekspanzije, a pridonose boljoj kondenzibilnosti i poliranosti kompozitne smole,
- barij silikatno staklo te itrij i iterbij trifluorid (posjeduju srednju tvrdoću i radiokontrasnost s potencijalnom mogućnosti otpuštanja iona fluora u okoliš),
- kvarc je vrlo stabilan s visokim koeficijentom termičke ekspanzije i velike tvrdoće, što može utjecati na slabiju poliranost površine i veću abraziju zubi antagonista.

MEĐUGRANIČNO SPOJNO SREDSTVO

Primarno svojstvo svezujućeg međugraničnog sredstva jest osiguravanje trajne sveze čestica anorganskog punila s organskom smolastom matricom. Ovo sredstvo to omogućuje

spriječavanjem hidrolitičke degradacije spoja punilo/smola i dobrom raspodjelom stresa između smole i punila.

Najčešće spojno sredstvo za povezivanje čestica anorganskog punila i smolaste matrice su organosilani među kojima glavno mjesto zauzima ***y-metaksiloksipropiltriometoksisilan*** ili jednostavnije silan.

Silanizirajući agens je bifunkcijska molekula koja se na jednom kraju svezuje za hidroksilne skupine anorganskog punila putem reakcije kondenzacije, ostvarujući na taj način siloksanske sveze. Na drugom kraju molekule metakrilne skupine podliježu adicijskoj polimerizaciji pri kemijskoj ili fotokemijskoj aktivaciji stvrdnjavanja smole.

OSTALI SASTOJCI

Inicijatori polimerizacije

Kemijski: benzoil peroksid i tercijarni amini služe kao izvori slobodnih radikala. Najčešće se rabe tercijarni amini kao: N,N-dimetil-p-toluidin i N,N-dihidroksietil-p-toluidin.

Fotokemijski: za svjetlom stvrdnjavajuće kompozitne smole najčešće se rabi alfa-alfa diketon odnosno kamforkinon kao fotoaktivator s maksimumom apsorpcije na 468 nm, zajedno sa tercijarnim alifatskim aminom N,N-dimetil aminoetil metakrilatom. U novije vrijeme dodaje se i fenil propan dion (PPD) s maksimumom apsorpcije na 430 nm.

Inhibitori polimerizacije

Inhibitori su kemijski agensi koji imaju sposobnost spriječiti samostvrdnjavanje (autopolimerizaciju) kompozitne smole. Najčešće se rabi monometil eter ili hidrokinon te bitlirani hidroksitoluen.

Stabilizatori

Stabilizatori ultraljubičastog svjetla ili UV absorberi dodaju se zbog stabilnosti boje kompozitne smole. Najčešće se rabi 2-hidroksi-4-metoksi-benzofen.

U novije vrijeme intenziviran je napor za otkrivanjem novih organsko-anorganskih sustava koji imaju sposobnost poboljšanja stupnja konverzije i smanjenja polimerizacijskog skupljanja te povećanja otpornosti na trošenje. Takav materijal je temeljen na uretanima i alkosilanima, a sintetizira se usporednim procesima: sol-gel procesom i polimerizacijom organskog dijela u polimernu mrežu stvarajući pritom anorgansko-organski kopolimer. Vlaknasto punilo organskih smola doprinosi značajnom povećanju fizičko-mehaničke otpornosti kompozitnog smolastog materijala. Takav se materijal naziva keramici nalik ili optimiziran kompozitni materijal, odnosno ceromer ili ormocer.

Pored ovog, istraživanja teku i u drugom smjeru. Razvojem bioaktivne formule organske smole i uključivanjem amorfnog kalcij-fosfata u punilo pokušava se ostvariti selektivno otpuštanje aktivnih iona potrebnih za remineralizaciju demineraliziranog tvrdog zubnog tkiva. Na taj način će se značajno povećati karijes protektivno djelovanje i smanjiti mogućnosti pojave rekurentnog zubnog karijesa.

22.2. SVRSTAVANJE KOMPOZITNIH MATERIJALA

Nakon mnogobrojnih pokušaja tijekom proteklih trideset godina da se ponudi odgovarajuća podioba kompozitnog smolastog materijala, koja bi kliničaru olakšala snalaženje i izbor najpovoljnijeg materijala za pojedine indikacije restorativnog postupka, danas se smatra da su veličina čestica i količina punila temeljno polazište za svrstavanje odnosno klasifikaciju kompozitnog smolastog materijala. Ranije podjele spram veličine čestica punila i kemijskog sastava na:

- klasična makropunila,
- mikropunila i
- kompleksi temeljeni na mikropunilu,

te klinička podioba kompozitnih materijala na :

- klasične,
- hibridne,

- homogene,
- heterogene, i
- polihibridne, danas se znatno manje rabe zbog pojave novih sustava i tehnoloških rješenja.

Posljednjih godina dogodila su se značajna poboljšanja smanjivanjem veličine i povećanjem kvalitete čestica punila, poboljšanjem adhezije između punila i organske matrice, a uvođenjem monomera niske molekulske težine poboljšana je polimerizacija i rukovanje kompozitnim materijalom. Brojne podiobe koje su temeljem ovih dostignuća posljednjih godina ponuđene radi boljeg snalaženja kliničara dosta su složene i neprikladne pa mogu stvoriti zbrku i nesnalaženje u svakodnevnoj kliničkoj praksi.

Za kliničke potrebe najprikladnija je podjela spram veličine čestica i volumnog postotka anorganskog te fizičkih svojstava čestica punila na:

- kompozitne materijale s mikropunilom,
- hibridne kompozitne materijale,
- mikrohibridne kompozitne materijale
- pakirajuće kompozitne materijale i
- tekuće kompozitne materijale.

Kompoziti s mikropunilom (mikrofilni) imaju anorganske čestice veličine od 0.4-0.1 mikrometra, a volumni postotak punila između 35 i 50 % .

Hibridni kompoziti imaju anorganske čestice veličine od 1- 3 mikrometra, a volumni postotak punila između 70 i 77 %.

Mikrohibridni kompoziti imaju anorganske čestice veličine između 0.4 i 0.8 mikrometara, a volumni postotak punila od 56 – 66 %.

Pakirajući kompoziti imaju anorganske čestice veličine između 0.7 i 20 mikrometara, a volumni postotak punila od 48 – 65 %.

Tekući kompoziti imaju anorganske čestice veličine između 0.04 i 1 mikrometra, a volumni postotak punila od 44- 54 %.

22.3. KLINIČKE INDIKACIJE

Kliničke indikacije za uporabu pojedinog kompozitnog smolastog materijala značajno ovise o njegovu sastavu, veličini čestica, težinskom i volumnim postotku punila, te fizičkomehaničkim svojstvima.

Kompozitne smole s mikropunilom su indicirane 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 inleje.

Mikrohibridne kompozitne smole indicirane su za direktne restoracije na stražnjim zubima te labijalne fasete kao i rekonstrukcije zubnog oblika i diskoloracija.

Pakirajuće kompozitne smole su indicirane za restoracije I i II razreda srednje veličine na stražnjim zubima.

Tekuće kompozitne smole su indicirane za sve mikropreparacije, jamice i fisure, cerviksne defekte kao i linere odnosno prvi sloj za srednje duboke i duboke kavitete.

22.4. HIBRIDNI SMOLASTI KOMPOZITNI MATERIJAL

Nastali su kao potreba da se ujedine prednosti dobre površinske poliranosti kompozinih smola s mikropunilom i visoka otpornost na površinsko trošenje kompozitnih smola s većim česticama. Na taj način se izbjegavaju najvažniji nedostaci jedne i druge skupine i nastaje novostvoreni hibridni kompozitni materijal. Takve prednosti hibridnom kompozitnom smolastom materijalu osigurava visoki težinski (78-85%) i volumni postotak punila (70 – 77 %) u organskoj matrici Bis- GMA i UDMA.

Anorgansko punilo sadrži kvarc, borosilikatno staklo, stroncij, cirkonij, amorfni silicij te litij i aluminij fluorosilikatno staklo.

Ovakav sastav pored spomenutog osigurava i bolja fizičkomehanička svojstva od kompozitnog smolastog materijala s mikropunilom.

Hibridni kompozitni smolasti materijal posjeduje visok modul elastičnosti i ima niži stupanj polimerizacijskog skupljanja u odnosu na materijale s mikropunilom, veći stupanj konverzije te otpornost na apsorpciju vode, a time i niži stupanj biodegradacije što značajno utječe na dugotrajnost restorativnog zahvata.

22.5. MIKROHIBRIDNI SMOLASTI KOMPOZITNI MATERIJAL

Mikrohibridni materijal nastao je zbog potrebe da se materijal povećanih fizičkomehaničkih svojstava uporabi i u području prednjih zubi, s težnjom da uz to iskaže viši stupanj površinske poliranosti od hibridnog materijala.

Mikrohibridni kompozitni materijal sadrži čestice punila znatno manje veličine od hibrida (0.4- 0.8 mikrometara) uz istodobni niži volumni postotak anorganskog punila (56 - 66 vol%)

Čestice manje veličine osiguravaju bolju poliranost i sjaj površine sličan onom u kompozitnog smolastog materijala s mikropunilom zadržavajući pritom viši stupanj otpornosti na trošenje.

22.6. TEKUĆI SMOLASTI KOMPOZITNI MATERIJAL

Tekuće kompozitne smole uvedene su u kliničku praksu godine 1995. kao novi materijal koji će omogućiti brže, bolje i jednostavnije rukovanje. Ove materijale odlikuje niska viskoznost, manji udio anorganskog punila (44 – 54 % volumnog udjela), prosječne veličine čestica od 0.04-1 mikrometar, nizak modul elestičnosti. Zbog svog sastava pokazuju nešto slabija fizičko-mehanička svojstva od ostalih kompozitnih materijala, ali izrazita sposobnost tečenja te niži modul elastičnosti daju im sposobnost apsorbiranja stresa i zbog toga prednost u određenim specifičnim indikacijama.

Tekući kompozitni materijal indiciran je u sljedećim kliničkim situacijama:

- pečaćenje fisura i jamica,
- mikrokaviteti,
- mali defekti cakline i dentina,
- defekti u cerviksnom području,
- premazi na dnu kaviteta kao tzv. elastični sloj,
- premazi kod direktnog prekrivanja pulpe,
- izrada elastičnih parodontoloških splintova.

22.7. PAKIRAJUĆI SMOLASTI KOMPOZITNI MATERIJAL

Pakirajući ili kondenzibilni kompozitni materijal nastao je kao prava alternativa dentalnom amalgamu jer se pokazalo da su restoracije zubi dosadašnjim kompozitnim materijalom pokazale brojne nedostatke kao što su poteškoće oblikovanja aproksimalnih kontaktnih odnosa, postojanost boje i oblika, rubna adaptacija i propuštanje te poslijeoperativna osjetljivost zuba. U svrhu prevladavanja spomenutih poteškoća pojavio se godine 1998. tzv. pakirajući ili kondenzibilni kompozitni materijal ALERT (Jeneric, Pentron, USA) kao supstitut amalgamu. Materijal je preporučen kao idealno sredstvo koje se može kondenzirati u kavitetu slično kao amalgam. Smatralo se da je na taj način moguće postići optimalne aproksimalne kontaktne odnose, zaobljenje rubova kao i visoku otpornost na trošenje i očuvanje anatomskog izgleda restoracije. Nažalost, ovi materijali nisu ispunili očekivanja jer su istraživanja su pokazala da hibridni kompozitni materijali, optimalno primijenjeni, pokazuju bolja fizičko-mehanička i estetska svojstva od pakirajućih.

22.8. MEHANIZAM STVRDNJAVANJA KOMPOZITNIH SMOLA

Kompozitni smolasti materijal odlikuje se specifičnim načinom stvrdnjavanja, koji se očituje konverzijom molekula monomera u makromolekule polimere križnim povezivanjem (cross linking), stvarajući pritom mrežu u koju se uklješte čestice anorganskog punila.

Polimerizacija kompozitnih smola jest proces stvrdnjavanja, a odvija se putem tzv. radikalske 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 makromolekulskih radikala,

3) zaustavljanje ili terminacija rasta makromolekula - povećanjem koncentracije polimerizacije dolazi do bimolekulskih reakcija nastalih radikala i zaustavljanja rasta lančanih makromolekula.

Svrdnjavanje smolastog kompozitnog materijala je inicirano osvjetljavanjem plavim svjetlom koje emitira halogena žarulja ili svjetlosno emitirajuća dioda (LED). Inicijator u većini smolastih kompozitnih materijala jest kamforkinon koji reagira u intervalu valnih duljina od 400-500 nm s maksimumom apsorpcije na 468 nm.

Kakvoća polimerizacije mjeri se stupnjem konverzije monomera u polimer (koji nikada nije 100%), a ovisi o sljedećim čimbenicima:

- kemijskom sastavu materijala posebice vrsti monomera,
- koncentraciji inicijatora polimerizacije,
- veličini, vrsti i količini anorganskih čestica punila – veći udio punila smanjit će polimerizacijsko skupljanje, ali će povećati krutost materijala,
- intenzitetu, vremenu i udaljenosti izvora svjetlosti od površine kompozita.

Pomicanje i prostorna organizacija molekula monomera odgovorni su za promjene volumena tijekom polimerizacije.

Na početku procesa polimerizacije smola ulazi u prijegelacijsku fazu u kojoj je organska matrica u viskoznoj plastičnoj formi, koja joj omogućuje «razlijevanje» odnosno «tečenje». U toj fazi se monomeri još uvijek mogu pomicati ili skliznuti u novi položaj u organskoj matrici. Proces polimerizacije se dalje nastavlja pri čemu se stvaraju sve veće molekule, a kompozit stvrdnjava i homogenizira se u tvrdo tijelo. Točka u kojoj više nije moguće bilo kakvo kretanje naziva se gel točka, a označuje prijelaz iz prijegelacijske faze u poslijegelacijsku fazu. Materijal je u kruto elastičnom stanju, ali još uvijek se skuplja . Kada se skupljanje završi pojavljuje se napetost odnosno stres.

Gelacija se može prikazati kao trenutak kada tijek molekula u materijalu više ne može kompenzirati skupljanje. Ukupno skupljanje materijala određuje prijegelacijska faza u kojoj materijal još uvijek može kontrolirati i kompenzirati polimerizacijsko skupljanje. Post-gelacijska faza ili faza vitrifikacije smatra se odgovornom za pojavu napetosti i sila stresa
Postoji nekoliko oblika polimerizacijskog skupljanja:

Slobodno skupljanje

- ako kompozitni materijal ne leži na čvrstoj površini skupljat će se prema centru. Budući da skupljanje nije ometano neće se razviti stres.

Efektivno skupljanje

- ako je kompozitni materijal pričvršćen za samo jednu čvrstu površinu na skupljanje će

utjecati novostvoreni granični uvjeti i neće se razviti gotovo nikakav stres, jer će gubitak volumena biti kompenziran skupljanjem spram površine svezivanja.

Skupljanje između suprotnih zidova kaviteta

- stres zbog polimerizacijskog skupljanja razvit će se ako je skupljanje ometano suprotnim zidovima kao sila koja vuče kompozit od zidova kaviteta. Ako stres prekorači snagu adhezijske sveze, doći će do kidanja te sveze i pojave rubne pukotine.

22.9. SVOJSTVA KOMPOZITNOG SMOLASTOG 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. Ova svojstva određuju restorativnu vrijednost samog materijala i trajnost restoracije. Zbog toga neka od ovih svojstava možemo smatrati poželjnim, a druga nepoželjnim. Među nepoželjna svojstva ubrajaju se: polimerizacijsko volumetrijsko skupljanje, hidropska ekspanzija i termička ekspanzija.

Križno povezivanje u mrežu tijekom polimerizacije dovodi do volumetrijskog skupljanja ili kontrakcije, koja se očituje kao dimenzijska nestabilnost samog materijala poznato kao polimerizacijsko skupljanje. Ovo skupljanje može uzrokovati pojavu stresa. Stres zbog polimerizacijskog skupljanja može u značajnoj mjeri utjecati na stvaranje rubne pukotine i kompromitaciju trajnosti restorativnog zahvata.

Da bi se izbjeglo polimerizacijsko volumetrijsko skupljanje kompozitnih smola danas se u organsku matricu uključuju ekspandirajući monomeri, odnosno višefunkcijski ciklički oligomeri kao što su spiroortoesteri i ciklički akrilati. Kompozitni smolasti materijal s većim postotkom organskog dijela posjeduje više monomera koji trebaju preći u polimer i pokazivat će veći stupanj polimerizacijskog skupljanja. Hibridni kompozitni materijal s visokim težinskim i volumnim postotkom anorganskog punila pokazuju manje ukupno skupljanje materijala, međutim zbog visokog modula elastičnosti potrebno je prevenirati polimerizacijski stres. Ovaj problem danas se pokušava kompenzirati promjenom sastava materijala (ekspandirajući monomeri), slojevitom tehnikom postavljanja materijala u kavitet i optimalniom polimerizacijom materijala.

Toplinska ekspanzija kompozitnih smola očituje se širenjem materijala uslijed stalnih temperaturnih promjena u usnoj šupljini, tijesno je povezana i s polimerizacijskim skupljanjem , a ovisna je o koeficijentu termalne ekspanzije materijala.

Sve kompozitne smole podložne su djelovanju vode iz usne šupljine. Tijekom vremena materijal apsorbira vodu koja dovodi do ekspanzije materijala, a kao posljedica toga nastaje rubno obojenje i pukotina koja omogućuje propuštanje mikroorganizama u smjeru zubne pulpe.

22.10. STRES ZBOG SKUPLJANJA KOMPOZITNE SMOLE

Stres je napetost ili sila koja nastaje zbog polimerizacijskog skupljanja, a djeluje na adhezijsku svezu dviju površina. Jednaka je skupljanju pomnoženom s Youngovim modulom elastičnosti. Povezanost stresa i modula elastičnosti kompozitnog materijala je izrazito velika S jedne strane povećani udio anorganskog punila smanjuje polimerizacijsko skupljanje, a s druge strane povećava krutost materijala. Zbog toga Youngov modul elastičnosti i udio anorganskog punila značajno utječu na stupanj i ukupni iznos stresa pri skupljanju.

Na pojavu stresa najviše utječu sljedeći čimbenici:

- volumen i konfiguracija kaviteta
- svojstva smolastog materijala
- tehnika postavljanja materijala
- polimerizacija smolastog materijala

LITERATURA

1. Bayne CL, Thompson JY, Swift E J, Stamatiades P, Wilkerson MA. Characteraizatin of first generation flowable composites JADA;129:567- 77.
2. Bowen RL. Dental filling material compromising vinyl silane treated silica and binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl acrylate. US Patent 3,066,112; Nov., 1962.
3. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34:849-53.

4. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent 1997;6:435-40.
5. Duke ES: The introduction of a new class of composite resins: ceromers. Compendium 1999;20:246.
6. Ferracane JL. New polymer for dental restorative materials. Oper Dent 2002;suppl: 199-209.
7. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative meterials. Int Dent J 1988;48:3-16.
8. Lutz F, Phillips RW. A classifIcation and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983;4:480-8.
9. Nakabayashi N, Kojima K, Matsuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrtats. J Biomed Mater Res 1982;6:265-73.
10. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97 – 116.
11. 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.
12. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as «filled adhesives»: literature review and clinical recommendations. Quintessence Int 1999;30:249- 57.
13. Willems G, Lambrechts P, Bream M, Vanherle G. Composite resins in the 21 st century. Quintenssence Int 1993;24(9):641- 58.
14. Yap AU, Teoh S H, Chew C L. Effect of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restoratives. Dent Mater 2002;18:49- 58.

23. CAKLINSKO-DENTINSKI ADHEZIJSKI SUSTAVI

Zrinka Tarle

Adhezijske tehnike i uporaba kompozitnih materijala temelj su moderne restorativne stomatologije.

Općenito, adhezija je spajanje različitih materijala privlačenjem atoma i molekula. Caklinsko-dentinski adhezijski sustavi imaju ulogu posrednika u svezivanju i retenciji kompozitnih materijala uz tvrda zubna tkiva. Osnovni princip adhezije temelji se na izmjeni anorganskog materijala uklonjenog iz zuba sa smolastim monomerom koji se mikromehanički uklješćuje u stvorenim porama.

Adhezivi prijanjaju uz tvrda zubna tkiva mikromehanički (prodorom jednog materijala u drugi), kemijski (ionskim, kovalentnim i vodikovim svezama) i fizički (van der Waalsovim svezama).

Zbog navedenog načina svezivanja adhezijski ispuni omogućuju maksimalnu štednju tvrdog zubnog tkiva, minimalno invazivne preparacije, te popravke postojećih ispuna bez ponovnog otvaranja prethodno zabrtvljenih dentinskih tubulusa. Osim anatomske i funkcijske naknade izgubljenog tvrdog zubnog tkiva, osiguravaju estetski optimalna rješenja i uvelike proširuju indikacijski spektar konzervativnih zahvata.

Za ostvarenje adhezije potrebno je pripraviti površinu zuba kako bi se ostvario blizak kontakt adheziva i adherenda i omogućiti vlaženje dentina adhezivom niske viskoznosti.

Sam koncept svezivanja smola uz tvrda tkiva počeo je uvođenjem postupka 30 sekundnog jetkanja cakline fosfornom kiselinom još 1955. godine. Buonocore je uočio mikromehaničku retenciju poli (metil-metakrilatne) smole (PMMA) u caklini. Međutim, bez obzira na uspješnu adheziju u caklini, za kompenzaciju volumetrijskog skupljanja kompozitnih materijala i usavršavanje izrade adhezijskih ispuna, nužno je bilo ostvariti i adheziju u dentinu. Kako su caklina i dentin strukturno različiti, i postupci adhezije ovise o supstratu koji se tretira.

23.1. ZAOSTATNI SLOJ

Zaostatni sloj (*smear layer*) nastaje kao posljedica mehaničko-toplinske obrade kaviteta, a sastoji se od 1-2 μm debelih nakupina čestica anorganskog tkiva, organskih sastojaka, krvnih stanica, sline, vode i mjehurića zraka.

23.2. ADHEZIJA U CAKLINI

Zbog izrazito visokog mineralnog sadržaja caklina je ekstremno tvrda. Sadrži 95-96 % kristala hidroksilapatita (kalcijevog fosfata), 1-2 % organske tvari i 3 % vode. Građena je od prizmi prosječnog promjera 5 μm. Ima ih 20000-30000/mm^2. Unutar prizmi, kristali hidroksilapatita paralelni su sa smjerom same prizme, dok su u interprizmatskom prostoru orjentirani u drugom smjeru. Prizme počinju okomito na caklinsko-dentinsko spojište (CDS), a spram površine zuba čine kut od 55-100°. Okomite na površinu zuba su samo na vrhu kvržice i na kutu interproksimalnih grebena.

- Jetkanje cakline provodi se najčešće i najuspješnije 30-40 % ortofosfornom kiselinom 30 sekundi. Jetkanjem se razaraju kristali hidroksilapatita, odstranjuje se stara i kemijski zasićena površina cakline, uklanja glikoproteinska ovojnica i zaostatni sloj i tako povećava reaktivna površina. Selektivno rastapanje kristala hidroksilapatita praćeno je polimerizacijom smole koja se apsorbira kapilarnim privlačenjem unutar stvorenih pora. Nastaju dva tipa uklještenja: «makro-zupci» (*macro-tags*) na periferiji prizme i brojni «mikro-zupci» (*micro-tags*) kao rezultat polimerizacije smole unutar sitnih jetkanih pora u srži svake prizme.

23.3. ADHEZIJA U DENTINU

Dentin je manje mineralizirano tkivo od cakline, a sadrži 67 % anorganske tvari, 21 % organske tvari i 12 % vode. Anorganski dio je uglavnom hidroksilapatit, a organski tip I

kolagena. Dentin je po tvrdoći između cakline i kosti i vrlo je elastičan, što je nužno za pravilno funkcioniranje zuba jer omogućava fleksibilnost i prevenira frakture lomljive cakline.

Dentin je vrlo heterogene strukture. Građen je od gusto složenih dentinskih kanalića (tubulusa) koji sadrže citoplazmatske produljke formativnih stanica dentina - odontoblaste i periodontoblastični prostor ispunjen proteinskom intratubulusnom tekućinom, intratubulusnim depozitom kolagenih vlakana, minerala i organske tvari odontoblastičnog nastavka i mehanoreceptora živčanog završetka. Prosječan broj tubulusa varira od 65000/mm^2 neposredno uz pulpu do 15000/mm^2 uz caklinsko-dentinsko spojište. Promjer tubulusa varira od 2.5 μm uz pulpu do 0.9 μm uz CDS.

Dentinski tubulusi sadrže i ogranke koji se odvajaju svakih 1-2 μm pod kutem od 45 °, a promjera su 300–1000 nm. Unutrašnjost tubulusa prekrivena je intratubulusnim dentinom koji tvori visoko mineraliziran zid debljine 45 nm uz pulpu i 750 nm uz CDS. Navedeni parametri uvelike utječu na permeabilnost dentina s obzirom na udaljenost od pulpe. Važno je poznavati razlike u histološkoj građi primarnog, sekundarnog, tercijarnog, intratubulusnog, intertubulusnog, interglobularnog i sklerotičnog dentina.

Svezivanje za dentin je mikromehaničko i kemijsko. U dentinu, jetkanjem ortofosfornom kiselinom (maksimalno 15 sekundi) dolazi do izlaganja kolagene mreže ogoljene od hidroksilapatita. Površinskom demineralizacijom kolagen gubi potporu i nastaje «čupava površina» kolagenih niti koje vire iz intertubulusnog dentina. Dentinski tubulusi su ovoreni, a njihovi zidovi također su demineralizirani. Primarni mehanizam svezivanja baziran je na difuziji smole u tubuluse i infiltraciji eksponirane kolagene mreže smolom. Kakvoća sveze ovisi o vlažnosti površine dentina, koncentraciji i aplikaciji kiseline i načinu polimerizacije. Kemijska se sveza ostvaruje između intertubulusnog dentina i bifunkcijskih molekula primera. Karboksilne kiselne mogu adherirati za hidroksilapatit ionskim svezivanjem što rezultira stvaranjem kalcijevih soli. Međutim, pravo kemijsko svezivanje je nesigurno zbog slabog afiniteta funkcijskih monomernih skupina spram ogoljenog kolagena. Takva izazovna monomerno-kolagena interakcija vjerojatno je osnovni razlog nanopropuštanju.

20.4. HIBRIDIZACIJA DENTINA

Hibridni sloj definirao je Nakabayashi 1982. godine kao interdifuzijsku područje smole, kolagenih niti i djelomice demineraliziranog intertubulusnog i intratubulusnog dentina.

Za stvaranje hibridnog sloja nužno je pripraviti dentinsku površinu uklanjanjem ili otapanjem zaostatnog sloja i demineralizirati dentin (jetkanjem ili kondicioniranjem). Slijedi infiltracija ekspandirane kolagene mreže polimerizirajućim hidrofilnim monomerima (*priming*-temeljni premaz; promotor adhezije) i konačni, hidrofobni adhezijski premaz (*bonding*) koji ostvaruje potpunu infiltraciju nenapunjenih međukolagenih pora smolom. Rezultat ovakvog pristupa u tri odvojena koraka ili, pak, neki mogu biti spojeni, rezultira hibridizacijom, odnosno stvaranjem smolom infiltriranog dentina, smolastih zubaca (*resin tags*) u otvorenim dentinskim tubulusima i mikrozupcima u lateralnim tubulusnim ograncima. Tri su specifične ultramorfološke promjene rezultat hibridizacije monomerom: obložena kolagena vlakna poput «čupavog tepiha», hibridizacija tubulusnog zida i smolasti zupci koji hermetski zatvaraju pulpo-dentinski kompleks i štite ga od mikropropuštanja i posljedičnog ulaska bakterija i mikro-smolasti zupci, odnosno lateralna tubulusna hibridizacija. Na taj način dolazi do pomirbe hidrofilnog dentina i hidrofobne restorativne kompozitne smole.

Hibridni sloj može djelovati kao elasični odbojnik jer apsorbira stres koji se javlja pri polimerizaciji i na taj način prevenira nastanak rubne pukotine.

23.5. SASTAV CAKLINSKO-DENTINSKIH ADHEZIJSKIH SUSTAVA

Caklinsko dentinski 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 eksponiranje ogoljele kolagene mreže. Pojam jetkanja podrazumjeva uklanjanje zaostatnog sloja i čepova i uzrokuje površinsku demineralizaciju dentina do dubine 2-5 μm. Kisela komponenta dovodi do uklanjanja anorganskog dijela zuba, za razliku od pojma kondicioniranja, gdje dolazi do proširenja tubulusa povećanjem njihovog unutarnjeg volumena, dok dio anorganske komponente zuba ostaje sačuvan.

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.

23.6. PODJELE CAKLINSKO-DENTINSKIH ADHEZIJSKIH SUSTAVA

1. **Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema generacijama**
2. **Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema broju komponenti**
3. **Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema broju faza rada**

Ad 1, 2, 3) Najčešće rabljena podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava je kronološka klasifikacija temeljena prema pojavljivanju proizvoda na tržištu. Do danas razlikujemo šest generacija. Vrlo je uobičajena podjela adhezijskih sustava prema broju komponenti u sustavu ili broju faza u radu. Međutim, s obzirom na znanstvenu neutemeljenost ovakvih podjela i mogućnost podjele adhezijskih sustava spram relevantnih čimbenika, logičnije je dijeliti ih na sljedeći način.

4. **Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema otapalu**
5. **Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava prema interakciji sa zubnim tkivom**

Ad 4) Najistaknutiji čimbenik za odlike rukovanja caklinsko-dentinskog adhezijskog sustava je otapalo koje ima ulogu transportirajućeg sredstva za monomere primera, poboljšava vlaženje i penetraciju. Nakon infiltracije ogoljele kolagene mreže primerom, otapalo se mora ukloniti ispuhivanjem. Otapala koja se rabe su:

- aceton
- voda
- alkohol

Ovisno o otapalu, preferira se svezivanje na vlažan ili suhi dentin. Teško je odrediti i razlučiti pojam suhog i vlažnog dentina. Nakon jetkanja dentin je vlažan nakon nježnog ispuhivanja zrakom ili apsorbcije vode sterilnom vaticom, sjajne je površine bez vidljive vode. Suh dentin predmnijeva ispuhivanje dentina do površine koja nije sjajna, ali to isključuje presušivanje. Međutim, presušivanje ili ostavljanje pretjerano vlažne površine dentina rezultira nano-propuštanjem, mikro-propuštanjem i preosjetljivošću te posljedičnim kompromitiranjem adhezijskog ispuna.

Svezivanje za demineralizirani dentin temelji se na infiltriraciji vodom popunjenih prostora između kolagenih fibrila hidrofilnim monomerom i zamjenom vode polimerizirajućom organskom matricom, nakon evaporacije otapala.

Aceton kao otapalo nema sposobnost reekspandiranja i infiltracije kolabirane, presušene kolagene mreže. Stoga se acetonski adhezivi nanose na vlažan dentin gdje je kolagena mreža u ekspandiranom stanju. Aceton lako prodire kroz kolagenu mrežu istiskujući vodu, hlapeći i ostavljajući bifunkcijski monomer u međukolagenim prostorima.

Voda kao otapalo ima izvanrednu sposobnost vlaženja kolagene mreže i sposobna je reekspandirati kolabiranu kolagenu mrežu pa se stoga nanosi na suh dentin. Vodeni adheziv u vlažnom dentinu rezultirao bi nemogućnošću hlapljenja otapala i dodatnim razrjeđenjem monomera i konačnom insuficijentnom infiltracijom demineraliziranog dentina.

Alkohol kao otapalo karakterizira mogućnost funkcioniranja i u vlažnom i u suhom dentinu. Bitno je istaknuti da se na vlažni dentin adheziv nanosi u više slojeva, a na suhi s produženim kontaktnim vremenom.

Ad 5) Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava spram interakcije sa zubnim tkivom može se promatrati kroz tri aspekta:

A. Adhezijski sustavi koji uklanjaju zaostatni sloj - jetkajuće/ispirući adhezijski sustavi (JIAS);
B. Adhezijski sustavi koji rastapaju zaostatni sloj - samojetkajući adhezijski sustavi (SAS)
C. Stakleno-ionomerni adhezijski sustavi (SIAS)

A. Većina suvremenih adhezijskih sustava oslanja se na koncept potpunog jetkanja što predmnijeva zasebne faze jetkanja i ispiranja (JIAS). Nadalje, mogu se aplicirati u tri konzekutivna koraka: jetkanje kiselinom, temeljni premaz - primer i konačni premaz-adheziv.

Prvi korak, jetkanje uključuje aplikaciju kiseline koja demineralizira površinski dentin eksponirajući 3-5 μm kolagenu mrežu.

Drugi korak je aplikacija primera - promotora adhezije. Primer sadrži polimerizirajuće, hidrofilne monomere otopljene u acetonu, vodi ili alkoholu. Nosi ih kroz

nano-kanale vlažne kolagene mreže i stvara zasebni omotač oko svakog kolagenog vlakna. Nježnim ispuhivanjem površine premazane primerom, uklanja se otapalo i zaostaje sjajan film na površini.

Konačni korak je nanošenje hidrofobne smole, adheziva u svrhu završnog popunjavanja međukolagenih pora.

Rezultat toga je stvaranje hibridnog sloja i zubaca nisko-viskozne smole u tubulusima. Tri su specifične ultramorfološke promjene rezultat hibridizacije: izgled kolagena poput čupavog saga, hibridizacija tubulusnog zida kao produljka hibridnog sloja, i lateralna tubulusna hibridizacija sa stvaranjem mikrozubaca što osigurava hermetsko brtvljenje pulpno-dentinskog kompleksa. Optimalna procedura omogućava sprječavanje mikro i nanopropuštanja.

Želeći pojednostavniti postupak nastali su adhezivi sa spojenom fazom primera i adheziva u jednoj otopini (bočici, "*one-bottle"*) uz zasebno početno jetkanje i ispiranje. U ovom je slučaju važno ne samo saturirati kolagenu mrežu monomerom, nego i ostvariti dostatno debeo smolasti sloj na vrhu hibridnog sloja i omogućiti «koncept elastičnog svezivanja». Ovaj se problem rješava višestrukim nanošenjem acetonskih adheziva ili uporabom nanopunjenih adheziva kako bi se postigla jednoličnost hibridnog sloja, te poboljšala stabilnost i trajnost sveze.

Prednost potpuno jetkajućih adheziva je zadovoljavajuće svezivanje uz caklinu i dentin i dostatna debljina hibridnog sloja, a nedostaci su osjetljivost procedure, rizik od pretjeranog jetkanja, neodgovarajućeg ispiranja, mogućnost ostavljanja presušenog ili prevlažnog dentina, rizik od pretankog sloja nedostatno polimeriziranog zbog inhibicije kisikom (adhezivi u jednoj bočici), i nedostatnog prožimanja demineraliziranog dentina.

B. Samojetkajući adhezijski sustavi (SAS) su adhezivi koji rastapaju zaostatni sloj. Temelje se na simultanom kondicioniranju i infiltriranju (*priming*) demineralizirane caklinske i dentinske površine. Klinički pokazuju vrlo dobar uspjeh jer ne zahtijevaju postupak jetkanja i ispiranja, čime se smanjuju pogreške koje nastaju pri aplikaciji i rukovanju s kiselinom, nisu osjetljivi na uvjete vlažnosti supstrata, što uvelike reducira postoperacijsku preosjetljivost i štede vrijeme. Objedinjenje dvije početne faze u adhezijskom tretmanu moguće su zbog primjene tzv. samojetkajućih *primera,* temeljenih na fosfatnim (PENTA, 10-MDP, HEMA-fosfat, di-HEMA-fosfat) ili polikarboksilnim monomerima i kiselinama (4-MET, metakrilatna polialkenoična kiselina, maleična i itakonična kiselina).

Ovi adhezivi otapaju i djelimice demineraliziraju zaostatni sloj, a s obzirom da se ne ispiru s tretirane površine, nego se samo ispuhuju zrakom, otopljeni zaostatni sloj kao i kristali hidroksilapatita ugrađuju se u novonastali hibridni sloj. Kako kolagena vlakna nisu u potpunosti ogoljela, preostali hidroksilapatit može služiti kao receptor za kemijsku svezu fosfatnih ili karboksilnih skupina s funkcijskim monomerima. Uz navedene prednosti, nužno je istaknuti da je hibridni sloj tanji, a čepovi u tubulusima kraći. Pitanje je je li debljina hibridnog sloja presudna. Kod uporabe SAS hibridni sloj je tanji, ali je zbog usklađene demineralizacije tvrdog zubnog tkiva i infiltracije smolom jednoličan. Mišljenja oko jetkanja sklerotičnog dentina i cakline su podijeljena. S obzirom na kiselost i agresivnost kiseline, mogu se razlikovati «jaki», «blagi» i «umjereni» SAS.

«Jaki» samojetkajući adhezivi obično imaju pH 1 ili niže što dovodi do jačeg demineralizacijskog učinka. U slučaju cakline učinak je daleko bolji od učinka umjerenih SAS, a u dentinu je kolagen gotovo u potpunosti demineraliziran. Debljina hibridnog sloja iznosi 2-3 μm i pokazuje sva svojstva dubinske interakcije s dentinom, što predmnijeva izgled kolagena poput čupavog saga na vrhu hibridnog sloja, hibridizaciju tubulusnog zida i lateralnu tubulusnu hibridizaciju. Prigovara im se slabljenje svezujućih sposobnosti zbog zaostale vode unutar adhezijske površine.

«Blagi» SAS imaju pH oko 2 i samo površinski (1 μm) demineraliziraju dentin što uz nužnu mikromehaničku retenciju osigurava i kemijsko svezivanje za kalcij preostalog hidroksilapatita. Rezidualni hidroksilapatit omogućava kemijsku intetrakciju na molekulskom nivou stvaranjem stabilnih kalcij-karboksilatnih i kalcij-fosfatnih sveza otpornih na hidrolizu i degradaciju. Jasno da i kod «blagih» SAS postoji problem, a to je nedostatno prožimanje cakline i sklerotičnog dentina. Kako je caklina visoko mineralizirano tkivo, a sklerotični dentin je također hipermineraliziran i posjeduje intratubulusne kristale koji narušavaju ulazak smole u tubuluse, ovakav je supstrat potrebno dodatno tretirati.

«Umjereno jaki» SAS imaju pH oko 1.5 i dovode do potpuno demineraliziranog vrha hibridnog sloja i djelimice demineralizirane baze. Prijelaz demineraliziranog do intaktnog dentina je postupan i uključuje nazočnost hidroksilapatita u dubini od 1 μm što omogućuje kemijsku međumolekulsku interakciju, dok im pojačana kiselost u odnosu na «blage» SAS omogućuje bolje ukliještenje u caklini i dentinu.

SAS mogu biti jednokomponentni ili dvokomponentni. Zbog ugradnje zaostatnog sloja u hibridni sloj danas je nakana inkorporirati antibakterijsku komponentu (12-metakril-oil-oksi-dodecil-piridinium-bromide – MDPB) u samojetkajuće sustave.

C. Stakleno-ionomerni adhezijski sustavi (SIAS) temelje se na kombinaciji smole i staklenog ionomera. Bez obzira na mogućnost izravnog svezivanja uz tvrda zubna tkiva, tretman zuba slabom poliakrilnom kiselinom (kondicionerom), u trajanju od 10-20 s, bitno pojačava učinak svezivanja. Nakon ispiranja i nježnog sušenja površine, dolazi do učinka čišćenja uklanjanjem zaostatnog sloja, parcijalnom demineralizacijom i stvaranjem mikroporoznosti do dubine 0.5 μm. Dolazi do mikromehaničkog uklještenja plitkom hibridizacijom i kemijske interakcije poliakrilne kiseline sa zaostatnim hidroksilapatitom. SIAS ostvaruju i primarnu kemijsku svezu stvaranjem ionske sveze između karboksilne skupine poliakrilne kiseline i kalcija hidroksilapatita koja ostaje oko eksponirane kolagene mreže. Kalcijeve soli su vrlo teško topljive što omogućava postojanost kemijske sveze. Za staklene ionomere je tipično stvaranje stabilne i snažne «gel-faze» na dodirnoj površini između 0.5-1 μm plitkog hibridnog sloja i stakleno ionomernog matriksa. Snaga adheriranja uz zub je slična «blagim» SAS uz razliku da SAS rabe monomere niske molekulske težine, a stakleni ionomeri polimere na bazi poliakrilne kiseline visoke molekulske mase.

LITERATURA

1. De Souza Costa CA, Hebling J, Hanks CT. Current status of pulp capping with dentin adhesive system: a review. Dent Mater 2000;16:188-97.
2. Goracci G. The latest discoveries in adhesion: Recent studies. Proceeding from the second International Symposium St. Margherita Ligure, Italy 1998;36-40.
3. 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.
4. Inoue S, Van Meerbeck B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion mechanism of self-etching adhesives. 3 rd Int. Kuraray Symposium; Advanced Adhesive Dentistry; 1999 December 3-4; Granada. Cirimido: Grafiche Erredue, Copyright-Kuraray Co.Ltd., 2000; pp131-48.

5. Lenhard M. Composite restorations 1.0. Ivoclar/Vivadent 2001:15-7.
6. 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.
7. Nakaoki Y, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Effect of residual water on dentin bond strength and hybridization of a one-bottle adhesive system. Oper Dent 2002;27:563-68.
8. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentinal complex. Critical rewiev in oral biology and medicine 1996;7:104-33.
9. Sano H, Yoshikava T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long- term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. J Dent Res 1999;78(4):906-11.
10. Šutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Zagreb: Grafički zavod Hrvatske, 1988.
11. 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.
12. Van Meerbeck 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.
13. Van Meerbeck B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003;28-3:215-35.

24. MATERIJALI ZA PUNJENJE KORIJENSKOG KANALA

Ivica Anić

Prvo zabilježeno punjenje korijenskog kanala izvršeno 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 irido-platinskom legurom. Tijekom desetljeća razvoja stomatologije, mnoga sredstva su izbačena iz uporabe, a uvedena nova.

Punjenje korijenskog kanala zadnji je korak u endodontskom liječenju. Svrha punjenja je ispuniti prostor glavnog korijenskog kanala i što je moguće potpunije zabrtviti apeksni otvor, lateralne i akcesorne kanale.

Načela koja bi trebao ispunjavati materijal za brtvljenje kanala zadana su prije više od pola stoljeća, usprkos razvoju kemije i pojavi polimera i modernih materijala, takav materijal do danas nije razvijen. Gutaperka, koja se rabi više od 120 godina za punjenja korijenskog kanala, najprije u obliku konusa, a potom i kao termoplastična gutaperka, ne može sama, bez punila, dovoljno dobro zabrtviti kanal.

Prema Grossmanu, materijali za punjenje korijenskog kanala ostaju trajno u kanalu stoga moraju imati neka svojstva:

- biokompatibilnost
- stalni volumen
- polagano stvrdnjavanje
- dobro svezivanje za dentin
- radiokontrastnost
- ne boji zubna tkiva
- mogućnost uklanjanja iz korijenskog kanala (topljivost u otapalu)
- netopljivost u tkivnim tekućinama
- bakteriostatičan učinak
- neporoznost

Vrste punila s obzirom na konzistenciju dijelimo na: meka punila koja ostaju trajno meka (paste), meka punila koja s vremenom stvrdnjavaju u korijenskom kanalu (cementi), polutvrda (gutaperka štapić), tvrda punila (mogu biti elastična kao što su srebrni i zlatni štapić i rigidna npr: krom-kobaltni štapić). Kao zasebnu skupinu možemo spomenuti materijale za retrogradno zatvaranje kaviteta poput Super EBA (Super Ethoxybenzoic Acid) (Staident International, Staines, Middx, Velika Britanija), IRM (Intermediate Restorative Material) (DeTrey, Dentsply, Konstanz, Njemačka) i MTA (Mineral Trioxide Aggregate) (DeTrey, Dentsply, Konstanz, Njemačka). Prije su se rabili non-cink srebrni amalgam za zatvaranje eksternih resorpcija ili retrogradno zatvaranje korijenskog kanala nakon apikotomije.

Do danas niti jedno sredstvo ne zadovoljava u potpunosti sve postavljene uvjete, stoga se pri punjenju rabe najmanje dvije vrste punila zajedno. Najčešće je to kombinacija polutvrdog materijala (gutaperka štapići) i punila koje stvrdnjava u kanalu (cement). Pri tome punilo zapunjava prostore između štapića i stijenki kanala, a isto tako prodire u lateralne i akcesorne kanaliće gdje štapići ne mogu doprijeti.

24.1. MEKA PUNILA KOJA TRAJNO OSTAJU MEKA (PASTE)

24.1.1 Paste temeljene na kalcij hidroksidu

Paste temeljene na kalcij hidroksidu, zbog svoje kemijske nestabilnosti rabe se za privremeno punjenje kanala. Ne stvrdnjavaju se i resorbiraju se tijekom vremena. Konzistencija pasta postiže se različitim dodacima (npr: metilceluloze), a radiokontrastnost dodatkom npr. barijeva sulfata. Zajedničko im je svojstvo alkaličnost koja ovisi o količini hidroksilnih iona koji prodiru u dentinske tubuluse. Kalcijev hidroksid u dodiru s vezivnim tkivom proizvodi teško topljive kalcijeve soli koje se taložе na površini te je stoga otpuštanje iona vremenski i prostorno ograničen proces. Lako se ispiru iz korijenskog kanala.

Predstavnici grupe su:

Pulpodent, vodena otopina (Pulpodent Corp, Watertown Mass, USA)

Calasept (Speiko GmbH, Muenster, Njemačka) sadrži 56% kalcijeva hidroksida i u tragovima natrij, kalij i kalcij klorid otopljene u sterilnoj vodi.

Apexit baza (ne smije se miješati s aktivatorom jer potom stvrdnjava (Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Sealapex baza (ne smije se miješati s aktivatorom jer potom stvrdnjava, Kerr, Karlsruhe, Njemačka)

Calxyl (Oco-Präparate GmbH, Dirmstein-Pfalz Njmačka) sadrži: kalcij hidroksid i barij sulfat

Rabe se kao dezinfekcijski uložak prije trajnog punjenja korijenskog kanala ili kod mladih trajnih zuba za poticanje apeksogeneze ili apeksifikacije, te za punjenje korijenova mliječnih zubi. Osim toga, rabe se kod pacijenata gdje se očekuje dugi razmak između pojedinih posjeta. Kalcij hidroksid je vrlo učinkovit intrakanalni dezinficijens. Meke paste je potrebno ukloniti iz kanala po završetku liječenja i zamijeniti trajnim punilima koji stvrdnjavaju u kanalu.

24.2. MEKA PUNILA KOJA STVRDNJAVAJU U KORIJENSKOM KANALU (CEMENTI)

Klasični predstavnici punila su: **Kloraperka, Eukaperka i Jodoform cement** koji može biti brzo ili spororesorbirajći.

Kloraperka se dobiva otapanjem gutaperke u kloroformu dok se ne postigne gusta pastozna konzistencija. Prema nekim podacima, masu je preporučio još 1914 godine Callahan, dok drugi navode da se prvi put pojavila oko 1939 godine u Norveškoj (Cohen). Isparavanjem kloroforma, masa stvrdnjava, ali zbog toga masa mijenja volumen i javlja se porozitet mase. Sastav kloraperke N-O (Nygaard-Ostby 1939) je: prašak sadrži Canada balzam (19,6%), Rosin (11,8%), Gutaperku (19,6%) i cink oksid (49,0%). Tekućina je kloroform. u SAD-u, prema izvješću FDA (Food and Drug Administration), kloroform je kancerogen te se ne preporučuje za uporabu. Eukaperka je gutaperka otopljena u eukaliptolu koji je glavni sastojak eukaliptusova ulja. Manje je toksičan od kloroforma, ali puno sporije otapa gutaperku. Eukaliptol posjeduje antibakterijski i antiupalni učinak.

Jodoform pasta poznata je od početka stoljeća (Printz 1913*)*. Kod jodoform paste, radiokontrastni jodoform je ujedno i najzastupljeniji materijal. Vrlo brzo se resorbira ne samo ako je kanal prepunjen, već i u kanalu te je originalna formula paste modificirana dodavanjem cink oksida čime je usporena apsorpcija. Sporo resorptivna antiseptična jodoform pasta sastoji

se od: cink oksida, jodoforma, timola, kamforiranog klorofenola i lanolina. Nedostatak paste je u tome što kod prepunjenja kanala izaziva dugotrajnu iritaciju i bol sve dok se ne resorbira. Osim toga, teško se uklanja iz kanala ako se za to ukaže potreba. Isto tako je teško, a ponekad i nemoguće ukloniti cink-oksifosfatni cement te se toga ne preporučuje za punjenje korijenskog kanala.

Danas se u endodonciji za punjenje korijenskih kanala uglavnom ne rabe cementi koji stvrdnjavaju u korijenskom kanalu.

24.2.1. Cementi temeljeni na kalcij hidroksidu

a) Skupina kalcij salicilat cemenata koji stvrdnjavaju u kiseloj reakciji koja se zbiva pri dodiru salicilat estera s kalcij oksidom ili kalcij hidroksida u vodenoj bazi. Stvrdnjavanje se temelji na stvaranju kalcij salicilat kelatora. Ostaju trajno u kanalu i moraju biti kemijski stabilni. Ne otpuštaju, ili minimalno otpuštaju hidroksidne ione jer alkaliziranje dentina nije primarna zadaća ovih preparata za razliku od pasta za privremeno punjenje kanala. Na tržište dolaze kao dvije paste (baza i katalizator u zasebnim štrcaljkama) od kojih jedna sadrži kalcijev oksid ili kalcijev hidroksid (akceptor protona), kontrastno sredstvo (barij sulfat), punilo (cink oksid), plasticizere (npr: etil-toluen sulfonamid). Druga pasta sadrži salicilatni ester (donator protona).

Predstavnici su:

CRCS - Calcibiotic root canal sealers (Hygenic, Akron, USA) bio je jedan od prvih kalcij hidroksidnih cemenata (prašak: cink oksid, hidrogenirani rosin ester, barij sulfat, kalcij hidroksid, bizmut subkarbonat; tekućina: eugenol, eukaliptol). Svrstavaju ga i u cink oksid - eugenol cemente.

Sealpex - (Kerr, Karlsruhe, Njemačka) pojavio se ubrzo nakon CRCS-a. Tijekom vremena ekspandira, apsorbira vodu i mijenja radiokontrastnost.

Apexit (Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Miješa se u omjeru 1:1 kroz 10 do 20 sekundi. Za to vrijeme postigne se jednolična, kremasta masa koja se unosi u korijenski kanal. Na sobnoj temperaturi ostaje mekan nekoliko sati, a u kanalu stvrdnjava za 10 do 30 sati.

Biocalex (Ondex SA, Quetigny, Francuska)

24.2.2. Punila temeljena na cink oksidu-eugenolu

Cink oksid-eugenol cementi razvijeni su početkom tridesetih godina. Prvi je bio Kerr sealer (Kerr, Karlsruhe, Njemačka) (Rickert 1931). Prašak je sadržavao cink oksid, precipitirano molekulsko srebro, oleosmolu, timol jodid, a tekućina je bila: ulje klinčića i Canada balzam. Zbog prebrzog stvrdnjavanja cementa godine 1936 Grossman je dao novi recept (ProcoSol radiopaque silver cement): prašak je sadržavao cink oksid, precipitirano srebro, hidrogeniziranu smolu, magnezij oksid, a tekućina je bila Canada balzam i eugenol. Obje formule su bile nepogodne za uporabu zbog srebra koje je intenzivno bojalo zube, a dodavalo se kao radiokontrastno sredstvo. Stoga Grossman, 1958 godine, modificira svoju formulu (ProcoSol nonstaining cement).

Stvrdnjavanje zamiješane mase zbiva se zbog stvaranja kristala cink eugenolata $(Ca_{10}H_{11}O_2)_2Zn$ koji obuhvaćaju masu cink oksida. Nereagirani eugenol ostaje zarobljen u masi koju može oslabiti, ali što je važnije može djelovati toksično. Povećana temperatura i vlažnost usporavaju, a produženo i čvrsto miješanje ubrzavaju proces skrućivanja cementa. Kod prepunjenja kroz apeksni otvor, cink oksid eugenol 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 kod pojedinih pacijenata tretiranih ZnO cementima.

Komercijalni preparati dostupni na tržištu su:

ProcoSol (DentalEZ, Hertfordshire, Velika Britanija) (Grossman 1958). Prašak sadrži: cink oksid, staybelit smolu, bizmut subkarbonat, barij sulfat. Tekućina sadrži: eugenol i slatko ulje badema.

Tubliseal (Kerr, Karlsruhe, Njemačka) (1961). Točna formula nije dostupna, ali prašak približno sadrži: cink oksid, oleosmole, bizmut trioksid, timol jodid, ulja i vosak. Katalizator sadrži: eugenol, polimeriziranu smolu i anidalin.

Hermetic (Lege Artis, Dettenhausen, Njemačka). Prašak sadrži cink oksid, cink acetat, cink stearat, cirkonij oksid, a tekućina sadrži eugenol i perubalzam. Ekspandira 3%, veže vlagu 6%.

Osim navedenih postoje i brojni drugi materijali (Rickert's, Roth 501 i 801), a u cink oksid eugenol cemente ubrajaju se kloraperka, N2 i Endomethasone, ali ih mi klasificiramo u npr. zadnje dvije u paraformaldehidne paste zbog izrazite toksičnosti paraformaldehida.

24.2.3. Punila temeljena na umjetnim smolama

Cementi temeljeni na umjetnim smolama su: epoxy smoli (**AH26**), epoxy-amin smoli (**AH Plus**) akrilatu, polietilenu i polivinil smolama (**Diaket**), polikarboksilatni cementi i staklenoionomerni cementi.

Predstavnici su:

Diaket (ESPE, Seefeld, Njemačka) je polivinilna smola. Ušao je u uporabu u Europi (Schmitt 1951. godine). Keto kompleks u kojem soli i metalni oksidi reagiraju s neutralnim organskim agensima stvarajući poliketone. Poliketoni stvaraju jedinice s metalnim sastojcima koji stvaraju cikličke komplekse koji su netopljivi u vodi i organskim otapalima. Nakon miješanja, smola je ljepljive konzistencije i adherira na dentin. Ima dobra fizikalna svojstva. Prije stvrdnjavanja otapa masti i organsko tkivo te apsorbira tragove vlage u kanalu. Na sobnoj temperaturi je plastičan oko 6 minuta, ali u kanalu brže stvrdnjava. Tijekom miješanja (2 kapi tekućine + 1 mjerica praha) potrebno je obratiti pažnju na količinu praha. Zbog nedovoljne zasićenosti, materijal može iritirati tkivo i ne posjeduje dovoljnu radiokontrastnost. Instrumenti se čiste alkoholom ili priloženim otapalom.

Prašak se sastoji od: bizmut fosfata i cinkova oksida. Tekućina sadrži: diklorfen, trietanolamin, propionilacetofenon, kopolimere vinil acetata i vinil klorida, vinilisobutil eter. Otapalo sadrži: diklorfen, trietilen glikol diacetat i dimetil formamid. Otapalo omogućava uklanjanje punila iz kanala.

AH26 (De Trey, Ballaignes, Švicarska) je epoksi smola. Uveden je u uporabu u Europi (Schroeder 1957. godine). Prašak sadrži: srebrni prah, bizmut oksid, heksametilen tetraminium, titanij oksid, a aktivator je epoksibisfenol smola. Stvrdnjava za 36 do 48 sati u korijenskom kanalu, a na sobnoj temperaturi za 5 do 7 dana. AH26 dobro adherira za dentin, ali je jako toksičan za vrijeme strvrdnjavanja. Budući je srebro bojalo zube, razvijen je cement bez udjela srebra **AH26 silver free**.

AH Plus (De Trey, Ballaignes, Švicarska) je epoksi amin smola. Proizvođač navodi da ima poboljšana svojstva u odnosu na konvencionalni AH26 tj. brže vrijeme stvrdnjavanja 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 dvije paste od kojih jedna sadrži epoksi smolu, kalcij tungstat, cirkonij oksid, silicijevu kiselinu, pigmente željeznog oksida. Druga pasta sadrži amine, kalcij

tungstat, cirkonij oksid, silicijevu kiselinu i silikonsko ulje. Vrijeme rada je 4 sata na 23°C, a vrijeme stvrdnjavanja je minimalno 8 sati na 37ºC.

Stakleni ionomeri (polikenoati) su razvili Wilson i Kent (1972. godine). Svezuju se na caklinu i dentin preko karboksilnih grupa. Njihovo prijanjanje na gutaperku je otprilike podjednako klasičnim cink oksid eugenolnim cementima. Prednost im je što otpuštaju fluoride. Tvornički preparat **Ketac-Endo** (3M Dental Products Division, Mineapolis USA) je staklenoionomerni cement za punjenje korijenskih kanala. Na tržište dolazi kapsuliran čime se olakšava rukovanje s materijalom.

U novije se vrijeme uvode u uporabu materijali na bazi polidimetilsiloksana, jedan od takvih preparata je i **RoekoSeal** (Roeko Dental Products, Langenau,Njemačka).

24.3. POLUTVRDA PUNILA

24.3.1. Gutaperka

Gutaperka se za punjenje korijenskog kanala rabi od 1867. godine kada je Bowman izvjestio o njenoj mogućoj uporabi. Gutaperka je dugi hidrokarbonski lanac i izoprenski dio prirodne gume. Materijal je crvenkaste boje, translucentan i krut na sobnoj temperaturi. Postaje gipka na temperaturi od 25°C, a meka iznad 60°C. Relativno je dobar toplinski izolator, a plastičnost koju dobiva zagrijana na 40°C do 45°C omogućava njenu vertikalnu kondenzaciju u kanalu. Otapa se u organskim otapalima, a najbolje u kloroformu, karbon disulfidu, benzenu, ksilolu, halotanu, 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_2 lance postavljene na suprotnoj strani od dvostrukih veza, za razliku od prirodne gume (cis-poliizopren) koja ima CH_2 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 takva masa polagano hladi (0,5°C na sat) ponovo 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 proces se usporava držanjem gutaperke na hladnom mjestu. Ako postanu krhke, gutaperke se treba držati u vrućoj vodi kroz 1 minutu. Za uporabu u stomatologiji, gutaperka dolazi u formi standardiziranih i nestandardiziranih

štapića koji promjerom i oznakama (brojevi ili boja) odgovaraju endodontskim instrumentima. Gutaperka štapići zapravo sadrže 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%. RTG mikroanalizom dokazana je nazočnost cinka, silikona, abrija, titanija, kadmija, bakra, i željeza u gutaperka štapićima, a sadržaj ovisi o proizvođaču.

Gutaperka je relativno netoksična, a citotoksičnost ovisi o dodacima. Protisnuta kroz apeksni otvor izaziva stvaranje tanke vezivne kapsule bogate stanicama i brojnim makrofagima te drugim eksudacijskim stanicama.

24.4. TVRDA PUNILA KORIJENSKOG KANALA

24.4.1. Srebrni štapić

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.

Zaključak

Biološki učinak materijala za punjenje kanala:

1. Svi endodontski materijali poakzuju toksičnost kada su svježe zamiješani (vrlo su toksični sastojci: eugenol, eucalyptol, kloroform, iodofor, paraformaldehid i kiseline).
2. Što prije i potpunije stvrdne i postane stabilan u korijenskom kanalu to je materijal biokompatibilniji. Suprotno tom zahtijevu, materijal mora osigurati dovoljno vremena za rad izvan kanala.
3. Materijali koji bolje brtve, koji su netopljivi i kemijski stabilni pokazuju bolju tkivnu snošljivost

LITERATURA

1. Cohen S & Burns RC. Pathways of the pulp. VII ed. CV, Mosby Inc. St. Louis, 2002.
2. De Almeida WA, Leonardo MR, Tanomaru Filho M, Silva LAB. Evaluation of apical sealing of three endodontic sealers. Int Endod J 2000; 33:25-7.
3. De Moor RJG & Hommez GMG. The long-term sealing ability of an epoxy resin root canal sealer used with five gutta percha obturation techniques. Int Endod J 2002; 35:275-82.
4. Gerosa R, Menegazzi G, Borin M, Cavalleri G. Cytotoxicity evaluation of six root canal sealers. J Endodon 1995;21:446-448.
5. Grossman LI, Oliet S, Del Rio CE. Endodontic practice. Lea&Febiger: Philadelphia 1988.
6. Ingle JI & Bakland LK. Endodontics. BC Decker Inc, Hamilton, London, 2002.
7. Ingle JI. A new paradigm for filling and sealing root canals. Compendium 1995;16:306-20.
8. Oksan T, Aktener BO, Sen BH, Tezel H. The penetration of root canal sealers into dentinal tubulea. A scanning electron microscopic study. Int Endod J 1993;26:301-95.
9. Öztan MD, Yilmaz S, Kalayci A, Zaimoglu L. A comparison of the *in vitro* cytotoxicity of two root canal sealers. J Oral Rehabil 2003; 30:426-9.
10. Sahli CC, Aguade EB, Vilalta JS, Bruix SA. The apical seal of root canal sealing cements using a radionuclide detection technique. Int Endod J 1992;25:250-6.
11. 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.
12. Seltzer S. Endodontology. Lea& Febiger, Philadelphia 1988.
13. Staehele HJ, Pioch TH, Hoppe W. The alkalizing properties of the calcium hydroxide compounds. Endod Dent Traumatol 1989;5:147-52
14. Staehle HJ, Spiess V, Heinecke A, Müller HP. Effect of root canal filling materials containing calcium dydroxide on the alkalinity of root dentin, Endod Dent Traumatol 1995;11:163-168.
15. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM: Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. J Dent Res 1983;590-2.

25. MATERIJALI U PEDODONCIJI

Domagoj Glavina i Ilija Škrinjarić

Dentalni materijali koji se upotrebljavaju u pedodonciji za ispune i liječenje mliječnih i mladih trajnih zubi moraju zadovoljiti specifične zahtjeve ne samo u pogledu fizikalnih i kemijskih svojstava materijala, nego i u pogledu jednostavnog i brzog rukovanja materijalom, anatomsko-morfološke osobitosti mliječnih zuba (debljina i sastav tvrdih zubnih tkiva-cakline i dentina, voluminoznost pulpne komore), koje mogu utjecati na svojstvo adhezije materijala te karaktera samog ispuna. Danas je osobito važan i preventivni učinak materijala, odnosno njegovo svojstvo sprječavanja razvoja karijesne lezije ili doprinos mineralizaciji demineraliziranog zubnog tkiva. Unatoč velikom napretku u razvoju tehnologije dentalnih materijala i pojave brojnih različitih sredstava, još uvijek ne postoji idealan materijal za ispune. On bi trebao objedinjavati dobra mehanička i fizikalna svojstva, idealne osobine adhezije za tvrda zubna tkiva te preventivni učinak.

Materijale, koji se koriste u pedodonciji za liječenje i ispune mliječnih i mladih trajnih zuba, možemo podijeliti u nekoliko skupina:

- materijali za liječenje pulpe (kalcijev hidroksid),
- materijali za zaštitne podloge (kalcijev hidroksid, stakleno jonomerni cementi),
- materijali za ispune (amalgam, stakleno jonomerni cementi, kompomeri, kompoziti, keramički ispuni i fasete),
- materijali za pečačenje (kompozitne smole, stakleno jonomerni cementi, kompomeri).

Specifičnosti koje moraju zadovoljavati materijali u pedodonciji odnose se prije svega na kooperativnost djeteta, vrijeme rukovanja materijalom, mogućnost održavanja suhog radnog polja, indikaciju te privremeni karakter ispuna na mliječnim zubima.

25.1. KALCIJEV HIDROKSID

Kalcijev hidroksid ($Ca(OH)_2$) kao sredstvo za liječenje zuba u stomatološku praksu uveo je Herman godine 1915. Frank je prvi preporučio korištenje kalcijeva hidroksida u

pedodonciji godine 1966. kao preparata za stimuliranje zatvaranja apeksnog otvora mladih trajnih zubi s nezavršenim rastom korijena i nevitalnom pulpom (apeksifikacija).

Kalcijev hidroksid ($Ca(OH)_2$) se odlikuje visokom alkaličnošću (pH 12,4 – 12,6). Djelatne komponente predstavljaju Ca^{2+} i OH^- ioni. Mehanizam djelovanja kalcijeva hidroksida ($Ca(OH)_2$) uključuje:

1. Protuupalno djelovanje: visoka alkaličnost preparata djeluje puferski na kisele produkte upalnih reakcija (neutralizira mliječnu kiselinu), a Ca^{2+} ioni smanjuju propusnost kapilara (eksudaciju).
2. Antibakterijsko djelovanje: destrukcija staničnih membrana i proteinske strukture bakterija (Gram + i Gram – aerobi i anaerobi).
3. Inaktivaciju bakterijskih enzima: Ca^{2+} i OH^- ioni.
4. Aktivaciju tkivnih enzima: posebice alkalne fosfataze.
5. Adsorpciju plinova (CO_2): antibakterijsko djelovanje na anaerobe.
6. Proteolitičko djelovanje: otapanje nekrotičnog tkiva.
7. Indukciju sklerozacije dentina: povećanje radiografske gustoće klinički zdravog dentina.
8. Indukciju stvaranja reparatornog dentina: stimulacija odontoblasta i diferencijacije nediferenciranih mezenhimskih stanica.
9. Otapanje dentinskog matriksa i oslobađanje faktora rasta: poticanje stvaranja reparatornog dentina

Pripravci kalcij hidroksida ($Ca(OH)_2$) mogu se podijeliti u dvije velike skupine koje čine:

25.1.1. Mekane paste odnosno preparati koji se ne stvrdnjavaju

Kao primjeri takvih preparata mogu se navesti Calasept, Calcipulpe, Endocal, Calcicur, Calen, Vitapex i neki drugi. Po sastavu preparat je $Ca(OH)_2$ uložen u vehiculum koji može biti *vodeni* (fiziološka otopina, metilceluloza, polietilen glikol ili anestetička otopina (2% ksilokain, s vazokonstriktorom itd.), *viskozni* (kamforirani monoklorfenol - CMPC, glicerin, polietilenglikol, propilenglikol) ili *uljni* (maslinovo ulje, masne kiseline, metakresilacetat).

Calasept je vrlo prikladan preparat za primjenu u dječjoj stomatologiji. Radi se o vodenoj suspenziji kalcijeva hidroksida kojoj su dodani fiziološka otopina, natrijev klorid, kalijev klorid, kalcijev klorid i natrijev bikarbonat. Preparat ***Calasept® complete***, švedske tvrtke Scania Dental dolazi kao 56% -tna otopina kalcijeva hidroksida, dok preparat istog imena njemačke tvrtke Speiko sadrži 46%-tnu suspenziju kalcijeva hidroksida. Oba dolaze u sterilnim karpulama i vrlo su prikladni za aplikaciju. Za istiskivanje preparata koriste se posebne karpulo-šprice, slične onima za davanje anestezije. Uz oba preparata dolaze jednokratne sterilne igle sa zaobljenim vrhovima koje se koriste za njegovu aplikaciju u kavitet ili korijenski kanal.

Glavne indikacije za njegovu primjenu su indirektno prekrivanje pulpe (IPP), parcijalna pulpotomija, cervikalna pulpotomija, antiseptički uložak tijekom endodontske terapije, apeksifikacija i liječenja resorpcijskih procesa.

Svi pripravci kalcijeva hidroksida imaju jako antibakterijsko djelovanje i klinički su jednako vrijedni. Ustanovljeno je da zbog difuzije OH^- iona dolazi do promjene kiselosti (pH) na vanjskoj stijenci radikularnog dentina sa 6-7 na 7-8 nakon 30 dana, što traje slijedećih 60 dana. Radi održavanja djelovanja $Ca(OH)_2$ potrebno je unutar toga vremena mijenjati intraradikularni uložak kod terapijskih postupaka koji zahtijevaju dulje liječenje. Viskozni i uljni vehikulum omogućavaju sporije oslobađanje OH^- iona i dulje djelovanje dok vodeni vehikulum zbog veće topljivosti odpušta više OH^- ali ga je potrebno češće mijenjati.

25.1.2. Preparati koji se stvrdnjavaju

Tu skupinu čine dvokomponentni pripravci koji se nakon miješanja stvrdnjavaju (kemijski polimeriziraju). Kao predstavnici mogu se navesti Alkaliner, Dycal, Life, Calcimol CC i drugi. U svom sastavu ti pripravci imaju $Ca(OH)_2$ u inertnoj tekućini te salicilatna kelatna sredstva.

Također, $Ca(OH)_2$, mogu biti dodani i dimetakrilati što rezultira pripravcima koji se svjetlosno polimeriziraju te olakšava rukovanje materijalom. Nedostatak tih pripravaka je mogućnost nepotpune adhezije na dentinsko tkivo zbog polimerizacijske kontrakcije, te ih stoga treba pažljivo koristiti. Kao predstavnici te skupine materijala mogu se navesti Prisma VLC, Dycal, Basic L, Calcimol LC itd.

Takvi pripravci su indicirani za indirektno prekrivanje pulpe (IPP), direktno prekrivanje pulpe (DPP), vitalnu pulpotomiju mliječnih zubi te za parcijalnu pulpotomiju.

Terapijsko djelovanje pripravaka kalcijeva hidroksida $Ca(OH)_2$ koji se stvrdnjavaju ovisi o količini slobodnih Ca^{2+} i OH^- iona nakon stvrdnjavanja. Zapaženo je djelovanje $Ca(OH)_2$ i 14 dana nakon stvrdnjavanja. Ranije generacije tih materijala imale su osobinu prekomjernog otpuštanja Ca^{2+} i OH^- iona što je dovodilo do gubitka vulomena materijala. To se ponekad smatralo dekompozicijom. Međutim, noviji pripravci imaju slabije, ali zato stabilnije i dugotrajnije otpuštanje Ca^{2+} i OH^- iona što ima povoljniji terapijski učinak, a pri tom ne dolazi do gubitka volumena materijala ispod ispuna.

Reakcija pulpnog tkiva u kontaktu sa pripravcima $Ca(OH)_2$ nakon dva dana manifestira se nekrozom površinskog sloja stanica i blagom upalnom reakcijom tkiva ispod toga sloja. Može se zapaziti oštećenje cirkulacije i krvarenje, te nepostojanje odontoblastičnog sloja. Ostali dio pulpnog tkiva je vitalan i ne pokazuje znakove upale. Stvaranje dentinskog tkiva (dentinski most) na mjestu ekspozicije (prekrivanja) počinje već nakon 7-10 dana kod jednokomponentnih pripravaka (pasta) i 14 dana kod pripravaka koji se stvrdnjavaju. Nakon 30 dana potpuno nestaju znakovi upalne reakcije, a između dentinskog mosta i mjesta ekspozicije nema koagulacijske nekroze i nekrotičnog pulpnog tkiva. Pulpno tkivo u dubini je vitalno i bez patoloških promjena.

Suvremena istraživanja reparatornog potencijala pulpnog tkiva na traumatske ozljede, karijes, abraziju, atriciju smatraju ključnom ulogu faktora rasta, osobito skupine β-transformirajućih faktora rasta (TGF-β) - TGF-β_s, koštani morfogenetski proteini (BMP_s) kao i druge bioaktivne molekule te skupine (TGF-β 1, 2, 3; BMP – 2, 4, 6 itd) koji se nalaze u dentinskom matriksu i čijim oslobađanjem se potiče sekrecijska aktivnost odontoblasta, diferenciranje ¨odontoblastima sličnih stanica¨ te fibroblasta kao i sekrecija mineraliziranog tkiva. Na taj način reparatorni dentin se stvara fokalno, dakle, u ograničenim područjima kao obrambena reakcija pulpnog tkiva na vanjske podražaje.

25.2. MATERIJALI ZA PRIVREMENO ZATVARANJE KAVITETA

Primjena tih materijala indicirana je u slučajevima kada se terapijski postupak ne može završiti u jednoj posjeti, već ga je potrebno nekoliko puta ponoviti. Indikacije za

privremeno zatvaranje kaviteta su direktno prekrivanje pulpe (DPP), indirektno prekrivanje pulpe (IPP), endodontsko liječenje, liječenje resorpcijskih procesa, liječenje pulpe mliječnih i mladih trajnih zuba. Materijali koji se najčešće koriste za privremeno zatvaranje kaviteta su paste na bazi cinkova oksida i eugenola (na primjer ZnOE pasta, IRM), te cink oksisulfatni cement (Cavit).

Paste cink oksida i eugenola djeluju smirujuće na hiperemičnu pulpu (eugenol inhibira sintezu prostaglandina), pokazuju također higroskopno djelovanje (ublažavaju bol izvlačeći tekućinu iz pulpe kroz dentinske tubule) i antibakterijsko djelovanje. Dobro opturiraju kavitet u vlažnim uvjetima – miješanjem cink oksida s eugenolom u prisutnosti male količine vode dolazi do kelacijske reakcije koja rezultira stvrdnutim cementom koji se sastoji od nereagiranih čestica zink oksida u matriksu cinkovog eugenolata. Ova reakcija je reverzibilna, kada stvrdnuti cement dođe u dodir s vodom eugenolat na površini hidrolizira i oslobađa eugenol i reakcija se opet ponavlja.

Najbolji preparat za privremeno zatvaranje kaviteta je IRM. Dolazi u kapsulama koje sadrže odvojene dijelove praha cinkova oksida i tekućine eugenola, te acetične kiseline koji se strojno miješaju. Tako pomiješane daju pastu cinkova oksida i eugenola koja se može aplicirati u kavitet.

25.3. AMALGAMI

Premda u novije vrijeme amalgame dijelom potiskuju razni suvremeni materijali, oni i dalje nalaze široku primjenu u dječjoj stomatologiji za ispune na mliječnim i mladim trajnim zubima. U novije vrijeme postoji trend napuštanja amalgama kao materijala za ispune, prvenstveno zbog ekoloških razloga jer živa i kapsule nakon miješanja odlaze u okoliš na razne načine. Unatoč raširenoj uporabi najrazličitijih suvremenih materijala, amalgam kao sredstvo za ispune na zubima u djece nije napušten niti u jednoj zemlji.

Amalgamski ispuni se primarno odlikuju dobrim mehaničkim svojstavima. Suvremeni amalgami bez γ_2 faze pokazuju i antibakterijsku aktivnost, a moguće je koristiti i amalgam sa dodatkom fluora što je važno u prevenciji sekundarnog karijesa. Važne prednosti amalgama pred drugim materijalima za ispune su relativno lako rukovanje, tj. nije potrebna apsolutna suhoća radnog polja i mogućnost vrlo brze izrade ispuna. To je posebice važno pri liječenju male i slabije kooperativne djece. Nadalje, izradba

amalgamskih ispuna ne uključuje više radnih faza kao npr. kod rada s kompozitima. Pored dobrih strana, amalgami posjeduju i određene slabe strane. Nedostaci su im: 1. potreba klasične preparacije kaviteta (po Black-u), 2. nedovoljna estetika, 3. nemogućnost kemijske i mikromehaničke sveze s caklinom i dentinom, 4. mogućnost finiranja i poliranja ispuna tek nakon 24 sata. Glavne indikacije za uporabu amalgama u pedodonciji su ispuni I, II i V razreda na mliječnim i mladim trajnim zubima.

25.4. STAKLENO JONOMERNI CEMENTI

Stakleno jonomernim cementima pripada posebno mjesto u pedodonciji. Zbog svojih hidrofilnih odlika tijekom stvrdnjavanja i nakon toga otpuštaju fluoride. Još važnije svojstvo im je da mogu djelovati i kao depo fluorida. To znači da se nakon topikalne fluoridacije zuba koncentracija fluorida jako povećava u stakleno jonomernim ispunima (više nego pri njihovom stvrdnjavanju) čime se osigurava dugotrajni antikarijesni učinak i prevencija pojave sekundarnog karijesa. Ta ih svojstva, uz jednostavnost rukovanja i primjene, čine posebno prikladnim za uporabu u dječjoj stomatologiji.

Stakleno jonomerne cemente su prvi opisali Wilson i Kent godine 1972., ali je njihova intenzivna klinička primjena započela tek osamdesetih godina prošlog stoljeća. Glavne su im odlike dobra adhezija na tvrda zubna tkiva (osobito caklinu i dentin) i otpuštanje fluorida u mikro-okoliš. Stalnim razvitkom i poboljšanjima tih materijala u kliničku primjenu se uvode preparati sve bolje rezistencije na abraziju, s mogućnošću postizanja sve višeg stupnja estetike. Uz to je očuvana jednostavnost tehnike rada s tim materijalima. Wilson i McLean su godine 1988. predložili podjelu stakleno jonomernih cemenata prema indikaciji za njihovu primjenu u slijedeće kategorije:

- Tip I - cementiranje inleja, krunica i mostova
- Tip II - za ispune - estetski cementi
  - pojačani (cermeti)
- Tip III - za podloge (lining) i cementi za pečačenje fisura.

Razvojem stakleno jonomernih materijala, kao i dentalnih materijala općenito, ta je podjela s vremenom prešla u podjelu prema sastavu materijala (hidrofilnost - hidrofobnost) (tablica 1).

Tablica 1. Podjela stakleno ionomernih i kompozitnih materijala (Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. Dent Clin N Am 2001; 45(1):7-27)

STAKLENI IONOMERI (hidrofilni)	KONVENCIONALNI - Ketac-fil, Ketac molar, Fuji II, Fuji IX GP, Hi Dense TC
	SMOLOM MODIFICIRANI (HIBRIDNI) Photac-fil, Vitremer, Fuji Plus, Fuji II LC Imp
KOMPOMERI Hytac, Compoglass F, Dyract AP, F-2000, Elan	
SMOLE KOJE OSLOBAĐAJU FLUORIDE VariGlas, Geristore	
KONVENCIONALNI KOMPOZITI (hidrofobni)	MIKROPUNJENI Silux Plus, Renamel MF, Durafill VS
	HIBRIDNI Prodigy, Tetric, Z-250,Vitalescence, Renew, Charisma F, Tetric Ceram
	OPTIMALNE VELIČINE ČESTICA Point 4, Esthet-X

Po fizikalno-kemijskom sastavu, načinu stvrdnjavanja i kliničkoj aplikaciji svi se stakleni jonomeri mogu svrstati u slijedeće skupine:

1. konvencionalni stakleno jonomerni cementi
   - pojačani metalima (Cermet)
   - visokoviskozni
2. smolom izmijenjeni (hibridni) stakleno jonomerni cementi

25.4.1. Konvencionalni stakleno jonomerni cementi

Klasični stakleno jonomerni cementi svrstavaju se u skupinu "kiselinsko-baznih cemenata". Za njih je karakteristično da se stvrdnjavaju acido-baznom reakcijom. Razlikuju se od ostalih vrsta stakleno jonomernih preparata upravo po tom što se u potpunosti stvrdnjavaju isključivo kemijskom reakcijom. Zbog toga su i jedini pravi predstavnik stakleno jonomernih cemenata. Njihova reakcija stvrdnjavanja uključuje neutralizaciju kiselinskih skupina na vodeno topljivom polimeru s praškastom bazom. Baza ovih cemenata je Ca-alumosilikatno staklo koje sadrži i fluoride, a reagira kao proton akceptor iako nije topljivo u vodi. Voda tijekom stvrdnjavanja ima višestruku ulogu unutar materijala i ponaša se kao:

1. otapalo za samu reakciju - bez nje polimerna kiselina (npr. poliakrilna) ne bi mogla ispoljiti karakteristike kiseline
2. produkt reakcije
3. koordinira izlučivanje metalnih iona iz stakla i hidraciju na definirana mjesta oko polianiona i
4. daje materijalu plastičnost i smanjuje rigidnost neobrađenog materijala unesenog u kavitet.

Kiselinski dio stakleno jonomernih cemenata predstavljaju polialkilne kiseline, od kojih je najčešća poliakrilna. Osim ovih glavnih sastojaka postoje još kelacijska sredstva, kao tartarična kiselina, itakonična kiselina i maleična kiselina. Njihova je funkcija ubrzavanje reakcije stvrdnjavanja i povećavanje čvrstoće stvrdnutog cementa na tlak (kompresivna čvrstoća).

Prema Nicholsonu reakcija stvrdnjavanja klasičnog stakleno jonomernog cementa teče u 3 faze:

1. faza - dekompozicija stakla pod utjecajem vodene polialkilne kiseline i otpuštanje Ca^{2+} i Al^{3+} iona koji reagiraju s ionima fluora i stvaraju komplekse CaF_2, AlF_2^-, AlF^{2+}. Ovu fazu prati lagano povišenje temperature (3-7°C).
2. faza (faza hidrogela) - reakcija Ca^{2+} iona s lancima polialkilne kiseline, na što se nastavlja sporija reakcija Al^{3+} iona koji se postupno oslobađaju od anionskog kompleksa. Reakcija se odvija oko 5 min. nakon početka miješanja materijala. Ovom reakcijom istiskuje se voda s nekih hidracijskih mjesta i dolazi do ionskog

umrežavanja (poprečnog povezivanja) polikiselinskih lanaca (proces stvrdnjavanja materijala).

3. faza (faza stvrdnjavanja) - postupna hidracija anorganskih fragmenata, što dovodi do povećanja čvrstoće, otpornosti na dehidraciju i poboljšanje translucencije. Umrežavanje se završava zahvaljujući sporijem odpuštanju iona Al^{3+}. Stvrdnuti materijal ima formu polisoli koja okružuje čestice stakla koje su nepotpuno reagirale. Al-poliakrilati su netopljivi.

Adhezija staklenih jonomera na tvrda zubna tkiva temelji se na stvaranju mikromehaničke i kemijske sveze. Površina tvrdih zubnih tkiva (caklina, dentin, cement) tretira se blagom polialkilnom kiselinom (npr. poliakrilnom) 10-20s čime se ostvaruje blagi demineralizirajući efekt i omogućuje hibridizaciju u područjima mikropukotina i stvaranje zone izmjene iona gdje se odvija kemijsko svezivanje ionskim vezama preko karboksilnih skupina polialkilne kiseline i kalcija hidroksiapatita. Ovaj je sloj mikromehaničke i kemijske sveze debeo oko 1 μm koliko iznosi površinska demineralizacija tkiva.

Glavna prednost ovih materijala za uporabu u pedodonciji je visok postotak izlučivanja fluorida (karijes profilaksa). Povišena koncentracija fluorida postiže se ne samo u području neposrednog kontakta s materijalom za ispun nego i u slini. Time se postiže i generalizirano profilaktičko djelovanje na sve zube u usnoj šupljini. Slijedeće odlike tih materijala su dobra adhezija na tvrda zubna tkiva mliječnih i mladih trajnih zuba i potreba minimalne preparacije kaviteta. Nedostaci su im relativno slaba čvrstoća i niska otpornost na abraziju, osjetljivost na vlagu tijekom stvrdnjavanja (površinske frakture), dugo vrijeme stvrdnjavanja te relativno slabija estetika od drugih obojenih dentalnih materijala (npr. kompozita). Osobito su prikladni za ispune na mliječnim zubima zbog njihovog privremenog karaktera (fiziološka eksfolijacija).

Kao predstavnici ove skupine staklenih jonomera mogu se navesti Ketac-fil (3M Espe), Ketac-bond (3M Espe), Ketac-molar (3M Mspe), Fuji IX (GC), Fuji VII (GC) i drugi.

Indikacije za uporabu konvencionalnih stakleno jonomernih cemenata su podlaganje kaviteta, ispuni I, III i V razreda, posebice na mliječnim zubima, pečačenja fisura i preventivni ispuni. Važna indikacija je također i izrada ispuna kod tunel preparacija, kojima se nastoji očuvati aproksimalne plohe zuba uz ekskavaciju karijesne lezije. Kako je u takvim slučajevima nemoguća potpuna vizualna kontrola uklanjanja demineraliziranog dentina,

stakleni ionomeri predstavljaju materijal izbora zbog svojstva otpuštanja iona fluora i dugotrajnog karijes protektivnog djelovanja.

25.4.2. Pojačani stakleno jonomerni cementi (Cermet)

Nastojanja da se poboljšaju mehanička svojstva klasičnih stakleno jonomernih cemenata rezultirala su pokušajem dodavanja različitih metalnih čestica i slitina tim cementima. Tako su stvoreni stakleno jonomerni cermeti (**Cer**amic-**Met**al). U tu su svrhu staklenim jonomerima dodavane čestice zlatne ili srebrne slitine. Fuzijom stakla i srebra dobivene su čestice srebrnog cermeta. Ti su materijali trebali poslužiti kao zamjena za amalgame. Oni su zadržali dobre karakteristike odlične adhezije za zubna tkiva, hidrofilnost i jednostavnost obrade, ali u usporedbi s klasičnim stakleno jonomernim cementima nije značajno povećana njihova tvrdoća.

Indikacije za njihovu primjenu uglavnom su ispuni na mliječnim molarima i dogradnja karijesom destruiranih kruna zuba.

Kao predstavnici skupine mogu se navesti slijedeći materijali: Ketac-Silver (ESPE), Chelon-Silver (ESPE), Miracle Mix (GC) i Hi-Dense (Shofu). U današnje vrijeme ovi se materijali postepeno napuštaju prije svega zbog loše estetike kao i pojave visokoviskoznih (kondenzirajućih) stakleno jonomernih materijala s izvrsnim mehaničkim i dobrim estetskim svojstvima.

25.4.3. Visoko viskozni stakleni jonomeri

Pojavili su se početkom 1990-ih primarno za izradu ispuna A.R.T. tehnikom (Atraumatic Restorative Treatment). Visoka viskoznost tih materijala ostvaruje se dodatkom poliakrilne kiseline prahu i finom distribucijom čestica unutar matrice, te manjom veličinom čestica (2,7 μm). Reakcija stvrdnjavanja je ista kao kod konvencionalnih staklenih jonomera. Prednosti tih materijala su poboljšana čvrstoća i povećana otpornost na abraziju.

Stakleno jonomerni materijali općenito pokazuju visoku biokompatibilnost s oralnim tkivima. Reakcija pulpe se ograničava samo na blagu iritaciju kada se koriste kao materijali za ispune. Kada se koriste kao materijali za cementiranje, mogu biti povezani s osjetljivošću pulpe, te su u nekim studijama ustanovljene bakterije u aktivnom metaboličkom stanju te

upala pulpe. To može ukazivati na eventualno postojanje rubne pukotine pri uporabi tih materijala. Zbog svojih odličnih mehaničkih svojstava i otpornosti na abraziju oni su materijal izbora za ispune mliječnih zubi, a mogu služiti i kao zamjena za amalgam.

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

Najvažniji predstavnici te skupine stakleno jonomernih cemenata su Ketac molar (3M Espe) i Fuji IX GP (GC).

25.4.4. Smolom izmijenjeni (hibridni) stakleno jonomerni cementi

Dodatkom organskih smola (kompozitne smole) klasičnim staklenim jonomerima poboljšana su njihova mehanička svojstva i smanjena osjetljivost na vlagu, prikladniji su za rukovanje, bolja im je adhezija na tvrda zubna tkiva, a uz sve to zadržavaju sve pozitivne osobine konvencionalnih staklenih jonomera. Oni su svjetlosno polimerizirajući materijali pa su po načinu stvrdnjavanja sličniji kompozitima nego klasičnim staklenim jonomerima.

Smolom modificirani stakleni jonomeri sastoje se od kompleksa komponenata uključujući poliakrilnu kiselinu ili kopolimer poliakrilne kiseline u koju je dodan svjetlosnostvrdnjavajući postranični lanac (svjetlosnostvrdnjavajući monomeri - HEMA), kalcij-aluminij-silikatno staklo i voda. Kod tih materijala smole se polimeriziraju i kopolimeriziraju s modificiranom poliakrilnom kiselinom. Prema načinu stvrdnjavanja oni nisu pravi staklenoionomerni cementi – uz acido-baznu reakciju postoji i svjetlosna polimerizacija.

Reakcija stvrdnjavanja je nešto modificirana prema konvencionalnim materijalima i uključuje:

1. reakciju kiseline i baze
2. rakciju svjetlosno aktivirane polimerizacije smole i
3. samoinicirajuću polimerizaciju slobodnih radikala.

Dok konvencionalni stakleni jonomeri formiraju u kontaktu s dentinom zonu izmjene iona, smatra se da smolom izmijenjeni materijali mogu formirati hibridni sloj na površini dentina te također ulaze u dentinske tubule slično adhezivnim sustavima. Time je bitno poboljšana adhezija i čvrstoća njihove veze s tvrdim zubnim tkivima. Novija istraživanja

pokazuju da se kvaliteta adhezije može poboljšati upotrebom samojetkajućih adhezivnih sustava u kombinaciji sa stakleno jonomernim materijalom.

Indikacije za uporabu smolom modificiranih stakleno jonomernih cemenata su podlaganje kaviteta, ispuni I, III i V razreda, posebice na mliječnim zubima, pečačenja fisura i preventivni ispuni.

Najvažniji predstavnici tih materijala su Photac–Fil (3M ESPE), Fuji II LC Imp(GC), Fuji Plus (GC), Vitremer Tri-Cure (3M ESPE) i drugi.

Prednosti smolom modificiranih staklenih ionomera prema klasičnim stakleno jonomernim materijalima su povećana čvrstoća i smanjena topljivost, visok stupanj izlučivanja iona fluora (posebice važno u pedodonciji za ispune na mliječnim zubima), nizak stupanj ekspanzije i kontrakcije tijekom polimerizacije te smanjena dehidracija i poroznost na površini materijala. Lakša manipulacija i brzina rada s ovim materijalima su također važne prednosti pri radu s nekooperativnom djecom.

Nedostaci tih materijala su nedovoljna čvrstoća i relativno niska otpornost na abraziju. Polimerizacijska kontrakcija zbog prisutnosti smole može dovesti do stvaranja rubne pukotine i slabije mogućnosti poliranja u odnosu na kompozitne materijale.

25.5. ADHEZIJA NA TVRDA ZUBNA TKIVA

25.5.1. Caklina

Važno dostignuće suvremene stomatologije je razvoj svojstva adhezije kompozitnih materijala na tvrda zubna tkiva, prije svega na caklinu i dentin. Svojstvo adhezije na caklinu ustanovio je Buonocore 1955 godine upotrijebivši fosfornu kiselinu za nagrizanje površinskog sloja cakline radi povećavanja retencijske površine i slobodne energije površine. Nagrizanjem cakline stvaraju se pore u koje kasnije prodire smola ili adhezivni sustav. Silverstone je ustanovio različite morfološka oblike jetkane cakline:

- Tip 1 uključuje demineralizaciju središta caklinskih prizama,
- Tip 2 demineralizaciju periferija caklinskih prizama, dok kod
- Tipa 3 nepostoji pravilna morfologija jetkane cakline već prevladava amorfna struktura.

Površina cakline nakon nanošenja fosforne kiseline demineralizirana je u debljini 5-10μm, to je zona jetkane cakline. Ispod površine stvaraju se pore vidljive polarizacijskim mikroskopom u debljini oko 20μm što se naziva zona kvalitativnih pora, a ispod ove zone slijedi zona kvantitativnih pora debljine također oko 20μm. Za jetkanje cakline se najčešće koristi 30-40% fosforna kiselina. Vrijeme aplikacije fosforne kiseline na površinu cakline za postizanje kvalitetnog jetkanja trebalo bi biti 15-30s.

Primjenom samojetkajućih adhezivnih sustava na površinu cakline također se može postići dobra adhezija. Niskoviskozni monomeri prodiru u površinu cakline te unutar kao i oko caklinskih prizama formiraju hibridni sloj kao mikromehaničku retenciju. Obzirom da se ove strukture mogu vidjeti tek pod vrlo velikim povećanjima (scanning i transmisijski elektronski mikroskop) govorimo o nanoretenciji na površini cakline. Ustanovljeno je također postojanje kemijskog svezivanja ionskim vezama preko iona Ca^{2+}. Važno je napomenuti da je djelovanje samojetkajućih adhezivnih sustava na površini cakline manje agresivno od fosforne kiseline, a demineralizacija površine iznosi 1-2μm.

21.5.2. Dentin

Analogno ovom revolucionarnom postupku jetkanja (nagrizanja) cakline pokušalo se sličan princip primijeniti i na dentinsko tkivo. Međutim, zbog morfoloških i histoloških svojstava dentina (odnosa organske i anorganske tvari, postotka vode, širine i orijentacije dentinskih tubula) adhezija na dentinsko tkivo se postupno razvijala (Tablica 2).

Tablica 2. Sastav dentinskog tkiva

Sastav	Mineraliziran	Demineraliziran
Mineralni	50%	0%
Kolagen	30%	30%
Voda	20%	70%

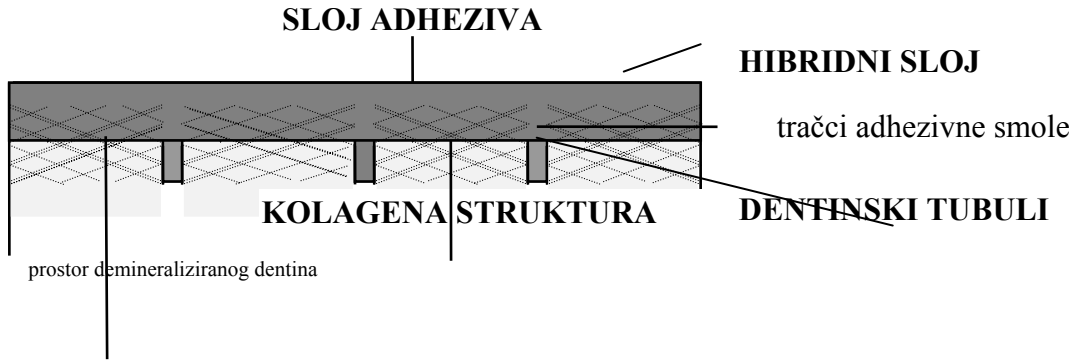
Najveći problem u pokušaju poboljšanja adhezije dentalnih materijala na dentin predstavljalo je svojstvo ”vlažnosti dentina”, tj. Tekućine koja se nalazi u dentinskim tubulima čijim je djelovanjem dolazilo do hidrolize adhezivnih sustava prve i druge

generacije. Nadalje, tijekom preparacije kaviteta i uklanjanja karijesne lezije dolazi do modifikacije površine dentinskog tkiva. Zbog oslobađanja topline i plastične deformacije pri brušenju na površini dentina stvara se ¨zaostatni sloj¨(smear layer). On sadrži organske čestice kalcificiranog tkiva, dijelove odontoblastičnih nastavaka, bakterija, stanice hematogenog porijekla, sline. Odnos prema zaostatnom sloju je kod svakog dentinskog adhezivnog sustava drukčiji - ili ga uklanja potpuno ili djelomično ili se pokušava iskoristiti za povećanje retencijske površine.

Najveći napredak u postupku adhezije na dentin je tzv. tehnika totalnog jetkanja, gdje se različitim kiselinama (fosforna, maleična, citrična, Al-oksalat, mliječna, željezni klorid itd.), slično kao kod jetkanja cakline, uklanja površinski sloj dentina i oslobađaju dentinski tubuli za prodiranje smole i ostvarivanje maksimalne adhezije.

Pri jetkanju se uklanja (demineralizira) površinski sloj dentina (3-5 μm) te ostaje samo organska komponenta - kolagena mreža kroz koju prodire adhezivno sredstvo (primer) i prožima je u cijeloj demineraliziranoj površini (to je idealna situacija). To se također događa i prodorom adhezivnog sredstva što dublje u dentinske tubule. Sloj koji se formira na površini dentina i uključuje smolu, demineralizirani i adhezivno tretirani dentin, kolagenu mrežu i dentinske tubule naziva se hibridni sloj i čini temelj mikromehaničke retencije kompozitnih materijala na dentin (Slika 1).

Osim mikromehaničke retencije dolazi također i do kemijskog svezivanja adhezivnog sustava na dentinsko tkivo preko ionskih veza s ionima Ca^{2+}. Teško je razlučiti značenje svakog pojedinog načina svezivanja (mikromehanički, kemijski) za kvalitetu i čvrstoću veze dentalnog materijala za dentin.



Slika 1. Mikromehanička veza adhezivnog sustava za dentin

Vrijeme aplikacije kiseline na dentin i caklinu (totalno jetkanje) trebalo bi biti od 15 - 30 sekundi. Za to vrijeme dolazi do demineralizacije samo 5 μm dentinske površine. U idealnim uvjetima adhezivna smola bi trebala prožeti kolagenu mrežu u cijelom demineraliziranom području. S obzirom na vrlo male prostore unutar mreže kolagenih fibrila (10 - 30 nm ili 0.01 - 0.03 μm), ukoliko je sloj demineraliziranog dentina širok može doći do kolapsa kolagene mreže. Tako se onemogućava prodiranje adhezivnog sredstva kroz kolagenu mrežu i stvaranje nanopukotina kroz i ispod adhezivnog sredstva i dentina (nanoleakage). To izravno utječe na kvalitetu i čvrstoću veze adhezivnog sustava jer kasnije dolazi do hidrolitičke degradacije adhezivnog sustava pa je moguć i prodor bakterija te razvitak karijesne lezije kao i iritacije pulpe. Da bi prevenirali kolabiranje kolagene strukture dentina nakon demineralizacije, Kanca i Gwinnett preporučili su tehniku rehidracije (wet bonding) kolagene mreže 2%-tnom otopinom klorheksidina i primjenu visokoviskoznih adhezivnih sustava. Istraživanja su pokazala da vlažni medij ne predstavlja zapreku postizanju vrlo visokih vrijednosti čvrstoće veze adhezivnog sustava na površinu dentina.

Čvrstoća sveze adhezivnog sustava na dentinsko tkivo ovisi o nekoliko skupina činitelja:

1. *Dentinsko tkivo* - zaostatni sloj; gustoća, veličina i širina dentinskih tubula; skleroza dentina.
2. *Zub* - veličina i oblik lezije; struktura cakline i dentina; fleksija zuba; lokacija zuba.
3. *Materijal* - geometrijski učinak, reološki učinak; vlaženje; viskoznost; osjetljivost na tehniku rada (greška terapeuta).
4. *Terapeut* - indikacija; preparacija kaviteta; tehnika aplikacije; polimerizacija (tehnika, vrijeme).
5. *Pacijent* - bruksizam; traumatska okluzija; dob; higijena; preventivni postupci; navike; suradnja tijekom tretmana.

Adhezivni sustavi 4. i 5. generacije koriste kao adhezijska sredstva smole vrlo niske viskoznosti, što omogućuje njihovo optimalno prožimanje kolagene strukture demineraliziranog dentina i vrlo visoke vrijednosti čvrstoće veze (čak do 32 Mpa). Najčešće smole koje se koriste kao adhezijska sredstva su HEMA, 4-META, BPDM, GPDM, PMDM, PMGDM, PENTA itd. (Tablica 3.).

Samojetkajući adhezivni sustavi predstavljaju napredak u smislu ujedinjavanja postupka jetkanja i istovremene infiltracije kolagene mreže monomerom. Glavna prednost ovih sustava je izbjegavanje faze ispiranja kaviteta što ubrzava rad i smanjuje mogućnost pogreške.

Čvrstoća adhezije koja se ovim sustavima može postići usporediva je s klasičnim adhezivnim sustavima 4. i 5. generacije. Međutim ovi su sustavi manje agresivni na površini cakline i dentina i stvaraju hibridni sloj debljinje 1-2μm. Najčešći monomeri koji se koriste su MDP, 4-MET, HEMA, metakrilirani ester fosforne kiseline itd. Značajan je i razvoj samojetkajućih adhezivnih sustava sa antibakterijskim djelovanjem kako prije tako i poslije polimerizacije korištenjem MDPB monomera (Clearfil Protect Bond, Kuraray).

Prema Perdigao-u (2002.) I van meerbeek-u i sur. (2003.) Danas je na tržištu moguće naći adhezivne sustave 4 i 5 generacije te samojetkajuće adhezivne sustave:

1. Višekomponentne uz totalno jetkanje (fosforna kis., primer 1-2 bočice, tekuća smola) (4.generacija)- All-bond 2, EBS Multi, Optibond FL, Schotchbond Multi-purpose.
2. Jednokomponentne uz totalno jetkanje (fosforna kis., primer i tekuća smola ista, jedna, bočica) (5.generacija)- Single Bond, One Step, Optibond Solo Plus, Excite, PQ 1, Prime&Bond NT.
3. Višekomponentne samojetkajuće (kiselina i primer jedna ili dvije komponente, tekuća smola)-Clearfil SE bond, Clearfil Liner Bond 2V, Experimental ABF, Etch&Prime 3.0 itd.
4. ¨All-in-one¨ samojetkajuće - Prompt-l-Pop, One-up bond itd.

Radi lakše orijentacije i pojave novih adhezivnih sustava sa osobitostima ranijih generacija u broju komponenata (ne po kemijskom sastavu !) Suvremena se podjela temelji na broju radnih faza, tj. Broju komponenata:

<u>Klasični sustavi</u>:

1. **Trokomponentni sustavi (tri stupnja-radne faze)**

jetkanje (H_3PO_4) $\xrightarrow{\text{ispiranje}}$ primer (hidrofilni monomeri+otapala) $\xrightarrow{\text{sušenje}}$ smola $\xrightarrow{\text{polimerizacija}}$

ScotchBond MP(3M ESPE), All Bond 2 (Bisco), Optibond FL (Kerr), Syntac Classic (Vivadent)

2. **Dvokomponentni sustavi (dva stupnja-radne faze) (tzv. mono-komponentni adhezivi)**

jetkanje (H_3PO_4) $\xrightarrow{\text{ispiranje}}$ primer + smola $\xrightarrow{\text{polimerizacija}}$

Otapalo alkohol (etanol najčešće): Optibond Solo (Kerr), Scotchbond One (3M ESPE), Excite (Vivadent), Gluma Comfort (Heraeus), Permaquick (Ultradent)

Otapalo aceton: One Step (Bisco), Prime&Bond NT (Dentspy), Gluma One Bond (Heraeus), Tenure Quick (Den Mat), Solist (DMG), Definitive B (Générique)

Otapalo voda: Syntac Sprint (Vivadent), One-Coat (Coltène)

Sustavi koji ne zahtijevaju jetkanje (samojetkajući):

1. Dvokomponentni sustavi

kiselina + primer $\xrightarrow{\text{nema ispiranja}}$ smola $\xrightarrow{\text{polimerizacija}}$

Clearfil SE Bond (Kuraray), Clearfil Liner B 2V (Kuraray), NRC+P&B NT (Dentspy), Mac Bond II (Tokuyama), Clearfil Protect bond (Kuraray), AdheSE (Vivadent), Optibond Solo Plus Self-Etch (Kerr), FL-Bond (Shofu), Clearfil protect bond (Kuraray) itd.

2. Jednokomponentni sustavi (tzv. All-in-one ili sve-u-jednom)

Kiselina + Primer + Smola

Etch&Prime 3 (Degussa), Prompt-l-pop (ESPE/3M), AQ Bond (Sun Medical), One Up Bond (Tokuyama), Tenure No Etch (Den Mat), Xeno CF Bond, Xeno III (Dentsply), Reactmer Bond (Shofu) itd.

Osobitost primjene adhezivnih sustava u pedodonciji nalaže uporabu sustava što je moguće veće jednostavnosti primjene. U tom pogledu pojava i razvoj ¨all-in-one¨ svejetkajućih adhezivnih sustava predstavlja važan napredak i bitno pojednostavljenje tehnike i brzine izrade kompozitnih ispuna. Daljnim poboljšanjem svojstava adhezivnih sustava i tehnike njihove primjene proširivati će se i indikacije u pedodonciji.

Tablica 3. Kemijski sastojci adhezivnih sustava

KRATICA	**KEMIJSKI SASTAV**
AA	Acetična kiselina
Bis - GMA	Bisfenol-glicidil metakrilat
BPDM	Bifenil dimetakrilat
DMA	Dimetakrilat
EDTA	Etilen diamin tetra-acetična kiselina
G	Glicin
HEMA	Hidroksietil metakrilat
MA	Metakrilat
MDP	10-metakriloksi-11-andekadikarbolična kiselina
MDPB	12-metakriloksi dodecil piridin bromid
MMA	Metilmetakrilat
MMEM	Mono-metakriloksietilmaleat
MPDM	Metakril propan diol monofosfat
NPG	N - fenilglicin
NTG - GMA	N-tolilglicin-glicidil metakrilat
PEG - DMA	Polietilen glikol dimetakrilat
PENTA	Fosfonirani penta-akrilatni ester
GPDM	Glicerofosforni dimetakrilat
PMGDM	Piromelitični glicerol dimetakrilat
PMDM	Piromelitični dietilmetakrilat
SA - HEMA	Sukcinil anhidrid-hidroksietilmetakrilat
TBB	Tri-n-butilboran
TEG - DMA	Trietilen glikol-dimetakrilat
TEG - GMA	Trietilen glikol-glicidil metakrilat
THF	Tetrahidrofuran
UDMA	Uretan dimetakrilat
4 - META	4-metakriloksietil trimelitat anhidrid

25.6. KOMPOMERI

Kompomeri ili "polikiselinama modificirane kompozitne smole" su se pojavili 1994. godine kao materijali koji kombiniraju svojstva kompozitnih materijala i stakleno jonomernih cemenata (glass ionomer). Njihovo ime je izvedenica iz obje riječi: **kompo**zita i jono**mer**a (**kompomer**). Posebno su prikladni za uporabu u pedodonciji zbog lakoće rukovanja, tolerancije suhoće radnog polja i izlučivanja fluora u okolinu. Prednosti kompomera pred staklenim ionomerima su bolja mehanička svojstva (veća otpornost na abraziju, veća čvrstoća) i estetika uz mogućnost izlučivanja iona fluora (F^-), te manji sadržaj vode. To im daje postojaniju stabilnost boje uz manje dimenzijske promjene. Nedostaci tih materijala su manje izlučivanje iona fluora od stakleno ionomernih cemenata te manja tvrdoća i otpornost na abraziju i slabija estetika (lošija kvaliteta poliranja) u usporedbi s kompozitnim materijalima. Uvjeti za rad s kompozitnim materijalima je potpuno suho radno polje, primjena adhezivnih sustava u nekoliko radnih faza što je kod djece vrlo teško potpuno provesti. Stoga je važna prednost kompomernih materijala u pedodonciji lakše rukovanje, tolerancija suhoće radnog polja (i ovdje mora postojati !), a zbog privremenog karaktera ispuna na mliječnim zubima mogu se tolerirati slabija mehanička svojstva.

Sastav materijala (stakleno ionomernu komponentu) dopušta modifikaciju adhezivnog sustava dodatkom kiselinom modificiranog metakrilata. Adhezija se odvija mikromehaničkim i kemijskim svezivanjem preko hibridnog sloja.

Za ostvarivanje dobre adhezije na tvrda dentalna tkiva koriste se svejetkajući adhezivni sustavi koji su primarno i bili razvijeni za rad s kompomerima.

Sastav kompomernog materijala čini Ca- Al- Zn- fluorno staklo (66%), metakrilati (15%), anorgansko punilo (SiO_2, kvarc), iterbij trifluorid (oslobađanje fluorida), pigmenti, inicijatori i stabilizatori.

Kiselinski dodatak primeru (npr. 5% maleična kiselina) osim što omogućava reakciju polimerizacije materijala također i jetka (demineralizira) površinu dentina i cakline, prodire u dubinu i tu se polimerizira. Na taj se način uspostavlja hibridni sloj i mikromehanička retencija.

Reakcija polimerizacije kompomera odvija se u dvije faze:

1. svjetlosna polimerizacija monomera u trodimenzijsku mrežu sa česticama staklenog punila (kao kod klasičnog kompozita).
2. reakcija kiseline i baze, koja se odvija sporije i samo onda kad polimerizirane čestice punila apsorbiraju vodu iz sline. Voda difundira kroz materijal i ponaša se kao otapalo za

kisele ugljikove skupine u polimernoj mreži koje reagiraju s ugrađenim staklenim česticama. Na taj način dolazi do otpuštanja metalnih iona iz reaktivnog silikatnog stakla i otpuštanja fluorida.

Važno je napomenuti da su čestice punila silanizirane –obložene smolom prije polimerizacije. To rezultira većom čvrstoćom, manjom kontrakcijom prilikom polimerizacije i potpunijom polimerizacijom materijala. Čvrstoća sveze kompomera iznosi 12-22 Mpa (tablica 4).

Indikacije za uporabu kompomera su ispuni III i V razreda, ispuni mliječnih zubi, pečačenje fisura, preventivni ispuni, klinasti defekti i privremeni ispuni. Najpoznatiji preparati kompomera su Dyract (Dentsply), Compoglass (Vivadent) i Hytac (Espe).

Tablica 4. Fizikalno – kemijska svojstva dentalnih materijala (Hickel R, 1997.)

Materijal	**Čvstoća na tlak (Mpa)**	**Čvstoća po Vickersu (kg/mm^2)**	**E-modul (GPa)**	**Čvstoća veze na caklinu (Mpa)**	**Čvrstoća veze na dentin (Mpa)**
Amalgam	350-520	120	25-60	0	0
Hibridni kompozit	280-480	70-130	10-25	20-28	12-25
Mikropunjeni kompozit	350-500	50-60	3-7	18-25	12-25
Kompomer	200-260	50-60	5-8	14-22	12-22
Hibridni stakleni ionomer	100-200	35-45	5-20	6-20	5-18
Visokoviskozni stakleni ionomer	140-220	60-90	12-20	3-12	2-8

25.7. GIOMERI

Predstavljaju poseban oblik kompomernih materijala kod koje je stakleno jonomerna komponenta stabilizirana. To se postiže dodatkom već reagiranih čestica staklenog jonomera. Prednosti ove skupine materijala u usporedbi s klasičnim kompomerima su ponašanje poput baterije (odpuštanje i ugradnja fluora iz okoline), manja hidrofilnost i hidrolitička degradacija zbog adsorpcije vode, poboljšana estetika, a kombinacijom sa staklenim česticama punila

(kompozitna komponenta) postižu se dobra mehanička svojstva. Primjer ovakvog materijala je Beautifil (Shofu).

25.8. KOMPOZITNI MATERIJALI U PEDODONCIJI

Kompozitni materijali također imaju široke indikacije u pedodonciji, osobito za ispune mliječnih i mladih trajnih zuba, dogradnje nakon traumatske ozljede zuba te estetske korekcije različitih defekata krune zuba (diskoloracije, hipoplastična stanja, dijasteme između zubi itd.).

Suvremeni kompozitni materijali na tržištu uključuju konvencionalne materijale, tekuće kompozite te tzv. materijale koji se mogu pritiskom zgusnuti odnosno kondenzirati. Njihov se volumen pod pritiskom smanjuje (condensable, packable composites). Oni su nastali kao zamjena za amalgam te je i tehnika njihova unošenja u kavitet prema navodima proizvođača slična onoj koja se primjenjuje za amalgam. Važna prednost koju navode proizvođači je mogućnost polimerizacije sloja debljine čak 5mm. Najvažniji predstavnici su Filtek P-60, SureFil, Synergy, Ariston PHC, Pyramid, Quick-fil itd.

Prema veličini čestica suvremeni kompoziti mogu biti: 1. nanofilni (čestice 0,005-0,01μm); 2. mikrofilni (0,01-0,1μm); 3. minifilni (0,1-1,0μm); 4. midifilni (1,0-10μm); 5. makrofilni (10-100μm) i 6. megafilni (0,5-2,0mm).

Konvencionalne kompozite predstavljaju mikrofilni materijali (Silux Plus, Helioprogress, Heliomolar RO, Durafil VS i dr.) čije su čestice punila (40-50 težinskih postotaka ili 25-35 volumnih postotaka) slične veličine, daju se dobro polirati, međutim imaju lošija mehanička svojstva od hibridnih kompozitnih materijala koji kombiniraju mikrofilne čestice punila s većima.

Prednost hibridnih kompozitnih materijala su bolja mehanička svojstva: veća čvrstoća, visoki postotak punila (75-80 težinskih postotaka), manji koeficijent termalne ekspanzije (to manji što je više punila) što rezultira manjim marginalnim stresom i rubnim propuštanjem. Najveći nedostatak ove skupine kompozita je u kvaliteti poliranja koja je zbog različite veličine i oblika čestica punila lošija.

Najnovija vrsta kompozitnih materijala koja se pojavila na tržištu koristi tzv. optimalnu veličinu čestica punila (oko 0,4-0,8μm) koja je dovoljno mala za postizanje kvalitete poliranja sličnog mikrofilnim kompozitima a istodobno dovoljno velika da omogući

visoki postotak punila i mehanička svojstva slična hibridnim kompozitima. Najvažniji predstavniciove skupine su Esthet-X (Dentsply), Point 4 (Kerr) itd.

Rad s kompozitnim materijalima uključuje obaveznu pripremu cakline i dentina kiselinom (jetkanje – omogućavanje mikromehaničke i kemijske veze) i primjenu smole ili adhezivnog sustava prije aplikacije kompozitnog materijala.

U novije vrijeme postoje pokušaji uvođenja materijala koji kombiniraju uz zgušnjavanje i terapijska i preventivna svojstva. To su tzv."smart" materijali (npr. Ariston pHc (Vivadent)) koji imaju mogućnost otpuštanja iona F^-, Ca^{2+} i OH^-, u uvjetima pada kiselosti u slini i kavitetu (pH <4) što bi značajno proširilo indikacije za uporabu kompozitnih materijala u pedodonciji. Međutim, ti pokušaji do sada nisu bili uspješni.

Najvažnije obilježje ovih kompozitnih materijala je induciranje visoko alkalne reakcije u uvjetima pada kiselosti što ima za posljedicu značajan karijes protektivni efekt i remineralizacijski učinak. Osim izlučivanja F^-, Ca^{2+} i OH^- iona pokazuju i pufersko djelovanje prema kiselinama.

25.9. KERAMIČKI ISPUNI I FASETE

Keramički ispuni i fasete također imaju svoju primjenu u pedodonciji, prije svega za nadogradnju frakturiranih zubi, zbrinjavanje diskoloracije ili hipoplastičnih defekata te preoblikovanje krune zubi npr. kod dijastema. Mogu se izrađivati laboratorijski ali i u ordinaciji Cerec postupkom (CAD/CAM). Za Cerec postupak koriste se tvornički keramički blokovi tvrtke Vita pričvršćeni na metalni nosač koji se montiraju u Cerec aparat te se na temelju skeniranog prepariranog zuba izrežu i cementiraju. Najsuvremeniji sustav predstavlja Cerec 3 sa dodatkom Cerec Inlab kao mobilne jedinice smještene bilo u ordinaciji ili laboratoriju. Ovaj ssustav omogućuje izradu ne samo inleja, onleja, faseta i pojedinačnih krunica nego i male mostove od tri člana.

25.10. MATERIJALI ZA PEČAČENJE FISURA I PEČATNE ISPUNE

Pečačenje fisura se može definirati kao preoblikovanje dubokog fisurnog sustava ispunjavanjem fisura materijalom za pečačenje. Svrha postupka je sprečavanje zadržavanja

mekih naslaga i plaka, a time i razvoja karijesne lezije u fisurnom sustavu. Važne osobitosti materijala koji se koriste su dobra penetracija u jamice i fisure kao i odlična marginalna adaptacija te izostanak rubne propustljivosti. Prvi su tehniku opisali Cueto i Buonocuore 1965 god. primjenjujući postupak jetkanja cakline fosfornom kiselinom za postizanje retencije kompozitne smole (Cueto&Buonocuore, 1965). Kompozitne smole su materijal koji se najčešće koristi za pečačenje. Njihov razvoj možemo podijeliti u nekoliko generacija:

1. generacija – dvokomponentne smole (npr. White Sealant)
2. generacija – smole koje se polimeriziraju UV svjetlom
3. generacija - jednokomponentne smole koje se polimeriziraju plavim svjetlom
4. generacija – jednokomponentne smole koje se polimeriziraju svjetlom valne duljine 400-500 nm (Visioseal, Helioseal, Helioseal F itd.).

Sastav suvremenih kompozitnih smola za pečačenje fisura temelji se na Bowenovoj formuli: Bis- GMA uz dodatak dimetakrilata u više od 99 težinskih postotaka. Dodatni stabilizatori i katalizatori čine manje od jedan težinski postotak. Osim bis-GMA, materijali mogu imati u svom sastavu i DMA, TEGDMA, UDMA monomere, bez punila, odnosno sa 5-10% punila. Primjeri ovih materijala su Concise White Sealant (3M ESPE), SealRite (Pulpdent Co.), Conseal F (SDI), ClinPro Sealant (3M ESPE) itd. Oni mogu biti potpuno prozirni ili mogu imati u dodatku pigment uočljive boje (najčešće bijele). Također čest je dodatak fluorida čime se poboljšava preventivno djelovanje. Materijal bez pigmenta ima prednost u mogućnosti praćenja eventualne pojave karijesne lezije okluzalne plohe ispod pečata, dok je prednost pigmentiranog materijala mogućnost bolje kontrole nanošenja materijala te kliničkog ponašanja (pojave rubnih fraktura uslijed mastikacije, rubna diskoloracija, kontrola stupnja retencije pečata).

Relativno niska otpornost ovakvih kompozitnih smola na trošenje, te nedostatna marginalna čvrstoća u regijama okluzalne plohe izloženih djelovanju žvačnih sila mogu rezultirati rubnim frakturama, diskoloracijama te rezultirati gubitkom retencije. U svrhu poboljšanja mehaničkih svojstava i smanjenja polimerizacijske kontrakcije suvremenim kompozitnim materijalima za pečaćenje dodane su čestice punila obično submikronske veličine (0,04μm) u vrlo visokom postotku 18-60%. Neki od takvih materijala su Deguseal mineral (Degussa), Delton FS+ (Dentspy/De Trey), Helioseal F (Vivadent), Admira seal (Voco), Fissurit FX (Voco), Ultraseal XT Plus (Ultradent), Aeliteseal (Bisco), Guardian Seal (Kerr) itd. Neki materijali, poput Aeliteseal-a imaju mogućnost dvostruke polimerizacije (osim svjetlosne i kemijsku) što omogućuje potpuniju polimerizaciju.

Za pečačenje fisura također se mogu koristiti i stakleni ionomeri, kompomeri te kompozitni materijali. Osobito se mogu preporučiti tzv. "flow" materijali koji se dobro razlijevaju po fisurnom sustavu. Kao primjeri mogu se navesti Dyract flow, Compoglass flow, Tetric flow X-flow i drugi. Osim za pečačenje ti se materijali mogu koristiti i za izradu pečatnih (preventivnih) ispuna i mikroinvazivnih preparacija (enameloplastika, preventivna odontomija) kao preventivnih i terapijskih postupaka.

Upotreba staklenih jonomera kao materijala za pečaćenje predložena je još 1970-tih godina zbog svojstva izlučivanja fluorida u okoliš. Izlučivanje fluorida događa se ne samo neposredno u tvrda zubna tkiva s kojima je materijal u kontaktu nego također u slinu i tako djeluje na sve ostale zube u usnoj šupljini. Važna je osobitost ovih materijala ponašanje poput baterije koja se puni u kontaktu s topikalnim fluorom iz zubnih pasta i tekućina za ispiranje. Iako, zbog svojih lošijih mehaničkih svojstava stupanj retencije, trošenje, marginalna cjelovitost su višestuko lošiji u usporedbi s kompozitnim smolama smatra se da je preventivni učinak ovih materijala značajan. To se objašnjava mikroskopskim česticama materijala koje penetriraju u dubinu jamica i fisura i imaju preventivno djelovanje i nakon gubitka retencije pečata. Indicirano ih je koristiti kod pacijenata s visokim karijes rizikom te kod pacijenata sa smetnjama u razvoju. Primjeri ovih materijala su Fuji III, Fuji II (GC), Ketac Fil (3M ESPE), te najnoviji Fuji VII (GC) čija je količina izlučivanja fluora šest puta veća u usporedbi s klasičnim staklenim jonomerima. Mehanička svojstva staklenih jonomera poboljšana su dodatkom dimetakrilata – smolom modificirani stakleni jonomeri. Rukovanje je također olakšano zbog mogućnosti svjetlosne polimerizacije uz već postojeću acido-baznu reakciju. Primjeri ovih materijala su Fuji II LC, Fuji Plus (GC), Vitremer, Photac Fil (3M ESPE) itd.
Kompomeri zbog svoje acido-bazne komponente imaju sposobnost izlučivanja fluorida u svoj okoliš. Unatoč manjem izlučivanju u usporedbi s staklenim jonomerima, ona može biti važna ukoliko postoji visoki postotak retencije. Mehanička svojstva ovih materijala u usporedbi s kompozitnim smolama su bolja što smanjuje rizik pojave rubnih fraktura materijala tijekom mastikacije. Tekući kompomerni materijali poput Dyract Seal-a (De Trey/Dentsply), Ionosit-Seal –a (DMG), Compoglass Flow (Vivadent) itd. predloženi su za pečaćenje kao materijali usporedivog stupnja retencije sa kompozitnim smolama. Problem ovih materijala predstavlja nedostatak dužih kliničkih istraživanja za potvrdu vrijednosti kompomera kao materijala za pečaćenje.

Osim kompomera, zbog svojih dobrih mehaničkih svojstava te viskoznosti, tekući kompozitni materijali poput Tetric Flow (Vivadent), AeliteFlow(Bisco), Ultraseal XT Plus (Ultradent, preporuča se i kao smola za pečaćenje i kao tekući kompozit), Revolution Formula

2 (Kerr) itd. također su interesantni kao materijali za pečaćenje fisura. Prednosti ovih materijala su dobra adhezija na tvrda zubna tkiva, manje dimenzijske promjene tijekom polimerizacije u usporedbi s kompozitnim smolama, te bolja mehanička svojstva (trošenje, umaranje, čvrstoća) i marginalna čvrstoća. Glavne nedostatke predstavljaju manja viskoznost materijala u usporedbi s kompozitnim smolama i staklenim jonomerima što može utjecati na penetraciju materijala u fisurni sustav.

Za poboljšanje svezivanja na caklinu upotreba adhezivnih sustava, osobito 5. generacije može smanjiti rubnu propustljivost kada se koriste sami ili u kombinaciji s kompozitnim smolama. Važno je napomenuti da je njihovo djelovanje efikasno i u uvjetima slinom kontaminirane okluzalne plohe. Nedostatak primjene adhezivnih sustava je složeniji klinički postupak. Pojava svejetkajućih adhezivnih sustava, koji istovremeno kombiniraju tretman cakline i aplikaciju adheziva može bitno pojednostaviti i ubrzati postupak (ne zahtijeva ispiranje i sušenje okluzalne plohe kao kod primjene jetkanja fosfornom kiselinom) pečaćenja bez obzira o kojoj se vrsti materijala za pečaćenje radi (kompozitna smola, tekući kompozit, kompomer)

Klinička istraživanja pokazala su visoku efikasnost i značajnu redukciju karijesa pečaćenih zubi: nakon 4 godine postotak zubi s potpuno retiniranim pečatom je 70-90%, a nakon 10 godina još uvijek 28% pečata ostaje intaktno dok je 36% djelomično retinirano.
Pečaćenje se može smatrati i terapijskim postupkom liječenja inicijalne karijesne lezije okluzalne plohe. Mertz-Fairhurst i sur. (1992.) su pokazali zaustavljanje razvoja karijesne lezije i prestanak aktivnosti bakterija u leziji nakon pečaćenja. Također, efikasnost ovisi ne samo o dužini retencije već i o svojstvima materijala za pečaćenje (fizikalna svojstva, način polimerizacije, polimerizacijska kontrakcija, sastav, izlučivanje iona fluora).

LITERATURA

1. Al-Obaidi FF, Salama FS. Resin-modified glass ionomer restorations in primary molars: a comparison of three in vitro procedures. J Clin Pediatr Dent 1996; 21(1):73 -78.
2. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin modified glass ionomer restorative materials. Dent Mater 1995; 11:359-362.
3. Beltes PG, Pissiotis E, Koulaouzidou E, Kortsaris A. In vitro release of hydroxide ions from six types of calcium hydroxide nonsetting pastes. Journal of Endodontics 1997;

23(7): 413-415.
4. Belvedere P. Contemporary posterior direct composites using state-of-the-art techniques. Dent Clin N Am 2001; 45(1):49-70.
5. Cueto EI, Buonocore MG. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention. Abstract Book of 43. General Meeting IADR 1965; Abs. No. 400.
6. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. Viscous glass-ionomer cements: A new alternative to amalgam in the primary dentition? Quintessence Int 1997; 28(10): 667-676.
7. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Shams M. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and influence on Streptococcus mutans growth. Eur J Oral Sci 1997; 105:81-85.
8. Garcia-Godoy F, Hosoya Y. Bonding mechanism of compoglass to dentin in primary teeth. J Clin Pediatr Dent 1998; 22(3): 217-20.
9. Hickel R, Kremers L, Haffner C. Kompomere. Quintessenz 1996; 47(11):1581-1589.
10. Hickel R. Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnarztl Z 1997; 52(9): 572-584.
11. Malferrari S, Finger W, Garcia-Godoy F. Resin bonding efficacy of Gluma 2000 to dentine of primary teeth: an in vitro study. International Journal of Pediatric Dentistry 1995; 5: 73-9.
12. Mallow P, Durward M, Klaipo M. Comparison of two glass ionomer cements using the ART technique. J Dent Res 1995; 74:405 (abs 33).
13. Mazzeo N, Ott NW, Hondrum SO. Resin bonding to primary teeth using three adhesive systems. Pediatr Dent 1995; 17: 112-15.
14. Morrier JJ, Suchett-Kaye G, Nguyen D, Rocca J-P, Blanc-Benon, Barsotti O. Antimicrobial activity of amalgams, alloys and their elements and phases. Dent Mater 1998; 14: 150-57.
15. Mochizuki K, Fujii H, Machida Y. Dentin bridge formation following direct pulp capping in dog's. Bull Tokyo dent Coll 1998; 39(1):31-39.
16. Ngo H, Mount GJ, Peters MCRB. A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. Quintessence Int 1997; 28:63-69.
17. Nicholson JW, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. Quintessence Int 1997; 28:705-714.
18. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. Dent Clin N Am 2002; 46(1):277-301.
19. Staehle HJ, Thomä C, Müller H-P. Comparative in vitro investigation of different

methods for temporary root canal filling with aqueous suspensions of calcium hydroxide. Endod Dent Traumatol 1997; 13: 106-112.

20. Tziafas D, Smith AJ, Lesot H. Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. J Dent 2000;28:77-92.
21. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture: Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003; 28(3): 215-235.
22. Wasson EA, Nicholson JW. New aspects of the setting of glass-ionomer cements. J Dent Res 1993; 72:481-483.
23. Welbury R, Raadal M, Lygidakis NA. EAPD guidelines for use of pit and fissure sealants. Eur J Paediatr Dent 2004; 5: 179-184.
24. Wilson AD, Nicholson JW. Acid - Base Cements: Their Biomedical and Industrial Applications.Cambridge, England: Cambridge University Press, 1993.

26. MATERIJALI U ORTODONCIJI

Mladen Šlaj

Suvremena ortodoncija se kao znanost, ali i kao specijalistička klinička disciplina izuzetno brzo razvija, osobito posljednjih desetljeća.

Može se reći da tako brz razvoj diktiraju slijedeći čimbenici: pojava novih suvremenih dijagnostičkih postupaka, ubrzano uvođenje elektroničkih računala u svakodnevni klinički rad, nova saznanja iz područja biomehanike u ortodonciji i osobito, munjevit razvoj novih materijala i njihova gotovo trenutna primjena u najširem krugu praktičara, a ne samo u najelitnijim svjetskim klinikama i učilištima kao što je do nedavno bilo uobičajeno.

Ipak u nekim fazama provođenja terapije i najsuvremenije koncepcije primjenjuju materijale kakvi su se koristili i prije desetak, dvadesetak ili čak tridesetak godina. Dok je na primjer žica koja se koristila u fiksnoj ortodontskoj terapiji prije samo desetak godina danas gotovo zastarjela, alginati za otiske koriste se još i danas s nepromijenjenim rezultatima i očito bez potrebe da se uvede nešto novo na tržište.

Ovdje će biti prikazani samo najosnovniji materijali, koji se koriste u ortodontskoj terapiji, odnosno u pripremi za njen početak, te njihove najosnovnije karakteristike, a svakako je potrebno naglasiti da je gotovo nemoguće izlagati detalje o ortodontskim materijalima kao što ih je nemoguće i razumijeti bez da se barem ne dotakne klinička ortodoncija i neki detalji iz ortodontske biomehanike.

Materijali koji se opisuju u drugim područjima, biti će samo spomenuti da se gradivo ne bi ponavljalo, odnosno biti će istaknuti samo detalji gdje se materijali razlikuju u primjeni ili svojstvima za primjenu u ortodonciji.

26.1. MATERIJALI KOJI SE KORISTE U PRIPREMNIM POSTUPCIMA ZA ORTODONTSKU TERAPIJU

26.1.1. Uzimanje otiska

Nekada su se u ortodonciji za uzimanje otiska koristili sadra i ploče termoplastičnog materijala. Oba su materijala potpuno izbačena iz upotrebe iz više razloga. Termoplastična masa kojoj se nekad kao prednost navodila mogućnot višekratne primjene, danas u eri AIDS-a i hepatitisa naravno ne dolazi više u obzir, a ni preciznost otiska zbog razvlačenja pri vađenju iz usta nije zadovoljavala. Sadra je vrlo komplicirana za primjenu, izrazito neudobna za pacijenta, a ionako se mogla koristiti samo u mješovitoj denticiji kada zubi još nemaju izražene ekvatore, pa je otisak bez lomljenja bilo moguće izvaditi iz usta.

Alginati potpuno zadovoljavaju suvremene zahtjeve: daju dovoljno precizan otisak i za studijske modele i za radne modele na kojima se naprave izrađuju, ugodni su za pacijenta, laki za rukovanje, jeftini. Za ortodontsku primjenu često im se dodaju boje, okusi i mirisi, ali se jednako uspješno koriste i uobičajeni materijali. Prednost im je što u primjeni s adekvatno izabranim ortodontskim žlicama dobro otiskuju visoki vestibulum ili gotsko nepce, a otisak se bez poteškoća može odstraniti i iz vrlo podminiranih prostora. Obično se za alginate kao najveći nedostatak navodi brza mogućnost deformacije otiska i naglašava potreba gotovo trenutnog odlijevanja modela. U ortodonciji to nije toliko važno kao npr. u protetici, osobito ako se otisak uzima za izradu studijskih ili arhivskih modela na kojima se neće izrađivati naprava. Naravno da je, ipak, optimalno ako se otisci što prije odliju, ili do odlijevanja pohrane u hermetički zatvorenim kutijama u koje je potrebno dodati vlažnu staničevinu ili vatu. Potrebno je, dakle, spriječiti isušivanje, odnosno bubrenje do kojeg bi došlo kada bi se alginatni otisak odložio ili transportirao u vodi.

26.1.2. Izlijevanje odljeva

Za izradu studijskih, radnih ili arhivskih modela koriste se različite vrste sadre. Radni se modeli izlijevaju od tvrde sadre, ali ne takve kvalitete kao modeli za arhiviranje. Kako je često potrebno modele čuvati više godina, sadra mora biti vrlo kvalitetna, obično bijele boje, vrlo glatka i precizna, a u bolje opremljenim ustanovama, sadreni se odljevi tehnikom toplog

prešanja (Biostar, Ministar, Ercopress), prekrivaju tankom zaštitnom plastičnom folijom. Kako bi se izbjegle najčešće greške koje nastaju u postupku odlijevanja (ostatak vode od ispiranja u otiscima, nečista posuda ili spatula za miješanje, sadra pregusto ili prerijetko zamiješana, pojava zračnih mjehurića, lom modela prilikom oslobađanja iz otiska), potrebno je strogo poštovati proceduru i po mogućnosti koristiti predozirana pakiranja i vakumske mješalice, te vibratore za vrijeme ulijevanja sadre u otisak.

26.1.3. Situacijski i konstrukcijski zagriz

Situacijski zagriz se uobičajeno uzima ružičastim voskom. Pri tom se vrlo često javljaju greške upravo zbog često krivo odabranog materijala ili njegove neadekvatne primjene. Materijal ne smije biti mekan na sobnoj temperaturi, već samo na 40-55º C, za što se obično koriste vodene kupke, a rjeđe plamenici. U posljednje se vrijeme koriste materijali na bazi polivinilsiloksana ili vinilsiloksana (Bayer Memosil, Kerr Stat BR i sl.), koji omogućuju preciznu registraciju, brz rad i kontrolu terapeuta za vrijeme izvođenja zagriza.

Konstrukcijski se zagriz uobičajeno uzima pomoću zagrizne šablone koja je najčešće cijela (nepčani svod i bedemi) izrađena od voska. U posljednje se vrijeme zbog stabilnosti prilikom zagriza nepčani svod izrađuje od akrilata kakav se koristi u protetici za istu svrhu, ili od prešanog plastičnog materijala tehnikom prešanja (Biocryl, Imprelon i sl.).

26.2. MATERIJALI KOJI SE KORISTE ZA IZRADU MOBILNIH ORTODONTSKIH NAPRAVA

26.2.1. Akrilati

Klasična polimerizacija. Godinama se za izradu mobilnih ortodontskih naprava koristila ista tehnika i materijal kakav se koristi za izradu akrilatnih proteza. Naprava se dakle cijela modelira od voska u koji su postavljeni retencioni (kvačice), ili aktivni elementi (labijalni luk, vijci, opruge i sl.).

Oba odljeva se zasite vodom i na njih se adaptira po jedna ploča ugrijanog voska na kojoj se mora oštro odraziti reljef svih oralnih struktura na koje naprava prilježe (tvrdo nepce, rugae pallatinae, raphae mediana, papilla incisiva, okluzalne plohe i incizalni bridovi, te

lingvalne i palatinalne plohe zubi, kao i gingivni sulkusi). U donjoj čeljusti se podminirani prostori ne moraju forsirano ispuniti voskom, jer se izmodelirana naprava ne bi mogla skinuti s odljeva.

Granice gornje i donje voštane ploče ovise o vrsti naprave koja se izrađuje. Kod izrade različitih modifikacija aktivatora, pa i kod reduciranih, obično je vosak (kasnije akrilatni dio naprave) voluminozniji, dok je kod npr. Bionatora; gracilniji. Kod nekih pak naprava akrilatni dio ima potpuno drugačiji izgled. Kod regulatora funkcije po Fränkelu akrilatni dio naprave je smješten vestibularno, a samo pojedini žičani elementi oralno. Kod nekih naprava akrilatni dio ima oblik dvije ploče, a kod nekih pak izgleda kao bimaksilarni splint, koji je koji put čak izrađen od mekog akrilata.

Nakon pričvršćivanja labijalnog luka i ostalih eventualnih žičanih elemenata na sadreni model, doda se novi sloj voska, obično oblika potkovice, visine oko 5 mm, koji omogućava spajanje obje polovice (gornje i donje) pomoću fiksatora i mjerne spojke. Pristupa se zatim završnom oblikovanju naprave uklanjanjem viška voska. Naprava se isproba u ustima i postupak modeliranja završava tako što se tijelo bimaksilarne naprave zagladi na slabom plamenu.

Prije nego se izmodelirana naprava uroni u kivetu, ispere se alkoholom da bi se uklonila onečišćenja. Dublja polovina kivete ispuni se sadrom i u nju uroni naprava, koso pod kutem od 40°C, tako da su labijalni luk i nepčani dio orijentirani prema dnu kivete, a ostali dio je slobodan. Kada sadra stvrdne, izolira se izolacionim lakom, stavlja drugi dio kivete i puni sadrom do vrha. Nakon što se sadra vezala, kiveta se grije u vreloj vodi, otvara i ostaci voska uklone, a kalupi izoliraju lakom. Kiveta se puni akrilatom i postepeno tlači. Stezačem zategnutu kivetu treba ostaviti 15 min., zatim staviti u hladnu vodu, polako zagrijavati oko 30 min. do 65 -70°C. Na toj je temperaturi treba držati 30 min., onda vodu zagrijati do vrelišta i kivetu kuhati završnih pola sata.

Nakon polaganog hlađenja kivete, bimaksilarna naprava se oslobađa iz sadrenog kalupa. Nakon grube obrade, prereže se na mjestu gdje je ugrađen vijak. Slijedi fina završna obrada i poliranje nakon čega se dovršena naprava predaje pacijentu.

Skraćena polimerizacija. Izrada mobilnih bimaksilarnih naprava skraćenom polimerizacijom, novijeg je datuma. Postala je moguća posljednje desetljeće napretkom tehnologije, osobito u području dentalnih materijala. Svrha ovog postupka je da se koliko je god moguće smanji udio ljudskog rada i to stručnoga u konačnoj cijeni naprave.

.Suvremeni autopolimerizirajući akrilati znatno su pojednostavili i ubrzali izradu mobilnih ortodontskih naprava. U početku su se koristili samo za izradu aktivnih ploča i nekih interceptivnih pomagala (vestibularna ploča, kosina, podbradna kapa), a danas se uobičajeno koriste i za bimaksilarne ortodontske naprave (aktivator i njegove mnogobrojne modifikacije, bionator i sl.).

Uzimanje otiska provodi se potpuno identično kao i kod izrade naprave klasičnim postupkom.Treba naglasiti da se kvaliteta suvremenih otisnih materijala (alginata), toliko popravila da se naprava može bez bojazni izraditi bez probe u ustima. čak postoje alginati za uzimanje korekturnog otiska u fiksnoj protetici (Svedia).

Izrada sadrenog odljeva i postolja je također ista kao i kod predhodno opisanog postupka. U novije vrijeme razvijeni su takvi uređaji i materijali za dubliranje, pa je uobičajeno cijeli postupak izrade naprave provesti na duplikatima, a originalni modeli se zbog potreba dijagnostike i dokumentacije čuvaju nedirnuti u plastičnim postoljima.

Uzimanje konstrukcijskog zagriza ne ovisi o načinu izrade i vrsti polimerizacije naprave.

Treba ipak naglasiti da posljednjih godina, osobito u Kanadi i SAD-u, postaju popularne bimaksilarne naprave, kod kojih je konstrukcijski zagriz često mnogo viši, nego što je to uobičajeno kod većine tipičnih bimaksilarnih europskih naprava i modifikacija.

Fiksator ima u postupku skraćene polimerizacije nešto drugačiju ulogu. Osim što fiksira modele nakon uzimanja konstrukcijskog zagriza, služi za fiksaciju modela do kraja postupka izrade naprave. Sadreni se odljevi artikuliraju u FKO fiksatoru, prema konstrukcijskom zagrizu uzetom na pacijentu

Ovaj fiksator može se upotrebljavati neograničeno mnogo puta, a za razliku od svih ostalih, omogućuje neometen pristup svim dijelovima gornjeg i donjeg odljeva, njihovo razdvajanje i ponovno vraćanje u potpuno istu poziciju

Ako se upotrebljava s*plit-cast* varijanta fiksatora, na odljevima mogu ostati metalne šine koje omogućuju kasnije ponovno postavljanje odljeva u položaj fiksiran konstrukcijskim zagrizom

U daljnjem radu potreban je višefazni postupak, jer se najprije pojedinačno izrađuju žičani elementi u gornjoj, odnosno donjoj čeljusti. Ovisno o napravi elementi mogu biti vrlo različiti.

Bez obzira o kojim se žičanim elementima radi, potrebno ih je fiksirati voskom na odljeve na način, da dovoljno odstoje, što omogućuje akrilatu pri kasnijim fazama postupka da obuhvati retencije.

Nakon postave žičanih elemenata izrađuju se akrilatni dijelovi naprave skraćenom polimerizacijskom tehnikom nasipanja.

Akrilati koji se koriste u ovoj tehnici nešto su drugačijih karakteristika od uobičajenih akrilata koji se koriste za uobičajenu toplu polimerizaciju. Proizvodi ih mnoštvo različitih tvrtki u Europi i SAD pod različitim komercijalnim imenima.

Primjenom raznih vrsta autopolimerizirajućih akrilata, kao što su primjerice Ortocryl (Dentaurum), Ortopoly (Polident) Steady - Resin S i Steady Resin M (Scheu Dental) i sličnih, znatno se skraćuje proces izrade ortodontskih naprava. Neki od takvih preparata zahtijevaju proces grijanja pod pritiskom, dok je druge dovoljno nakon aplikacije i oblikovanja držati kratko vrijeme u toploj kupelji. Praksa pokazuje da je ipak najbolje sve ovakve materijale polimerizirati pod pritiskom u posebnom loncu, jer se na taj način postiže veća tvrdoća, smanjuje poroznost i količina rezidualnog monomera.

Ušteda vremena kod ovog postupka proizilazi iz izostavljanja nekih radnih faza, kao što su modeliranje u vosku, ulaganje u kivetu i zamjena voska akrilatom, koje su neizbježne pri konvencionalnom postupku polimerizacije. Skraćen postupak, pa i ušteda materijala imaju i svoje ekonomsko opravdanje. Prednosti skraćene polimerizacije osobito dolaze do izražaja pri izradi jednostavnijih ortodontskih naprava, kao što su aktivne ploče, vestibularne ploče, kosine i sl., ali se danas u najvećem broju slučajeva sve naprave izrađuju na ovaj način.

Obično se primjenjuju dva načina: metoda nasipanja (*spray*-tehnika, *salt and pepper*-tehnika) ili metoda ranijeg miješanja (*premix*-tehnika).

Treba u stvari reći da svaki tehničar modificira postupak izrade u skladu sa svojim željama i navikama, što materijal i omogućuje.

Koji put se obje komponente akrilata pomiješaju i formira tijesto od kojeg se naprava modelira (*premix*-tehnika), prvo na rastavljenim modelima, a zatim u zatvorenom fiksatoru. Ovo omogućuje rad s različitim konzistencijama materijala, a naprava se može zagladiti tako da kasnija obrada nakon polimerizacije ne predstavlja velik posao.

Ponekad se akrilat *spray*-tehnikom nanosi posebno na gornju, a posebno na donju čeljust, naravno preko žičanih elemenata, a zatim se od "tijesta" formira svitak koji se umetne između gornjeg i donjeg odljeva te fiksator zatvori.

Moguće je nanešeni akrilat na oba odljeva prvo polimerizirati, a zatim umetnuti bedem između, pa polimerizaciju dovršiti.

Postoji i mogućnost nanošenja svih dijelova naprave *spray*-tehnikom odjednom, što može biti nepraktično zbog curenja akrilata i potrebe za kasnijom opsežnijom obradom. Kod

ove posljednje tehnike potrebno je od voska izraditi zaštitne bedeme da bi se prije spomenuto curenje spriječilo ili bar smanjilo na najmanju moguću mjeru.

Zbog toga je tehnika modificirana razvojem i poboljšanjem materijala, čija je karakteristika da tekućina prodire u prah vrlo brzo pa je apsorpcija potpuna, stoga nema curenja (*salt and pepper* -tehnika).

Nakon završene polimerizacije, bimaksilarna se ortodontska naprava uobičajeno grubo i fino obrađuje, kao što je već ranije spomenuto, i predaje pacijentu.

Tehnika toplog prešanja (Biostar, Ercopress). Ove tehnike i materijali uvode se u ortodonciju ne samo zbog boljeg terapijskog učinka, nego i vrlo često zbog smanjenja cijene naprave, koja se može postići smanjenjem cijene i utroška materijala ili utroška ljudskog rada. Često je uvođenje nove tehnike kombinacija spomenutog. Razlozi uvođenja tehnika toplog prešanja u ortodonciju su, osim navedenog, i pokušaj da se otklone nedostatci akrilata, a obično se navode slijedeći: poroznost, iritacija sluznice, djelovanje ostatnog monomera, moguće alergijske reakcije.

Tehnike toplog prešanja (Biostar, Ercopress i sl.), ispunjavaju većinu gore navedenih uvjeta, a otklanjaju većinu nedostataka akrilata. Najčešće se koriste polikarbonati, polivinili, ili akrilati koji su ranije tvornički polimerizirani u obliku ploča različite debljine, tvrdoće, boje i čvrstoće, koje dolaze pod različitim tvorničkim imenima kao: Biocryl, Bioplast, Imprelon, Impredur i sl. U tehnici se koriste naprave koje rade na principu pozitivnog ili negativnog pritiska (vakuum-pumpe), gde je se ploča koja je prethodno zagrijana infracrvenim toplinskim zrakama u posebnoj kiveti (komori), ili bez nje, preša preko sadrenog odljeva. Ovom je tehnikom moguće izraditi različite naprave i pomagala koje se koriste u protetici i ortodonciji.

26.2.2. Žica za izradu retencionih i aktivnih elemenata

Žica koja se koristi u mobilnoj ortodontskoj terapiji ne mora ispunjavati tako stroge zahtjeve kao u primjeni na fiksnim ortodontskim napravama. Obično se koristi čelična žica zbog niske cijene koštanja, dobre otpornosti na koroziju i biokompatibilnosti. U posljednje se vrijeme na tržištu prodaje u nekoliko tipova. Tako se za izradu labijalnih, vestibularnih i palatinalnih lukova na funkcionalnim napravama najčešće koristi čelična tvrda žica (*hard*), jer u ovoj vrsti djelovanja nije potrebna elastičnost, niti aktivno djelovanje, već samo prilijeganje žice. Za izradu retencionih elemenata (kvačice) i aktivnih elemenata (labijalni lukovi, opruge i

sl.) na pločastim aktivnim napravama, ali i nekim funkcionalnim (Fränkel, Bimler,), koristi se manje ili više elastična žica (*spring hard, super spring hard*). Spomenuta čelična žica u stvari je krom-nikal čelik i dolazi pod raznim tvorničkim imenima, ovisno o proizvođaču. U zadnjih nekoliko godina, zbog sve češćih alergijskih reakcija na nikal, uvedena je tehnološki promijenjena žica gdje je nikal zamijenjen manganom i dušikom, što isključuje alergijske reakcije i čak poboljšava elastičnost žice. Proizvođači navode da se radi o procesu lijevanja žice pod visokim pritiskom s naknadnim poliranjem i termičkom obradom, ali ne navode precizne detalje o tehnološkom procesu i sastavu. Sve čelične žice koje se koriste u mobilnoj terapiji mogu se vrlo uspješno savijati, termički obrađivati, variti i lemiti.

26.2.3. Ortodontski vijci (ekstenzori)

Ortodontski vijci najčešći su aktivni elementi koji se ugrađuju u mobilne ortodontske naprave. Godina 1929. predstavlja skoro senzacionalan korak u tadašnjoj mobilnoj ortodontskoj terapiji. Tada je naime Nord opisao prve vijke za mobilne naprave. Vijci su imali jednostavni navoj s vodilicom kroz cjevčicu i zakrivljenje na krajevima za retenciju, a kasnije i dvije cjevčice s četverokutnom glavom. To su prvi vijci koji su dozvoljavali doziranu i usmjerenu primjenu sile pa su postali osnovom svih kasnijih konstrukcija vijaka uključujući i današnje. Druga generacija vijaka koja je slijedila uključuje dvostruko vođene ekstenzore različitih veličina, a najčešće se ti vijci dijele na zatvorene, reducirane, skeletirane i potpuno skeletirane. Nakon uvođenja novih materijala (kaučuk je zamijenjen toplo polimerizirajućim umjetnim smolama) učestale su poteškoće u vezi korozije i mehaničkih smetnji. Sedamdesetih godina ovog stoljeća razvijena je treća generacija standardnih i specijalnih vijaka. Bitna značajka ove generacije je primjena suvremenih materijala kao što je V2A čelik, a plemeniti materijali kao kromirano ili niklano srebro, te neplemeniti čelici gotovo su u potpunosti izbačeni. Suvremeni vijci sastoje se najčešće iz tri dijela:

- tijelo vijka s navojima,
- vodilje koje osiguravaju vođenje i onemogućuju deformaciju naprave,
- kućište koje štiti osjetljive dijelove i retinira vijak u akrilatu.

Suvremeni vijci imaju mogućnost širenja od četiri pa i do petnaest milimetara, jednostavan način aktiviranja, malih su dimenzija, imaju malu visinu navoja, ne djeluju na tkiva usne šupljine i otporni su na koroziju. Obično se vijci aktiviraju za jednu četvrtinu

okretaja tjedno. Već prije spomenuta mala visina navoja osigurava da pomak ne prijeđe 0,2 mm, što je daleko ispod fiziološkog pomaka zuba, pa obično ne dolazi ni do kakvih patoloških promjena. Od vremena prvih vijaka konstruirano je mnogo različitih tipova ekstenzora. Dausch-Neumann 1972. godine navodi nekoliko stotina vijaka koji se primjenjuju u Evropi. Danas je ta brojka drastično smanjena, jer je sve češća upotreba fiksnih ortodontskih naprava i na starom kontinentu. Treba napomenuti da se u SAD-u nikada nije koristilo više od desetak tipova vijaka. Kako se i u Evropi aktivne ploče najčešće zamjenjuju fiksnim napravama, a retencijske ploče, čak i kada se primjenjuju, obično nemaju vijak. Primjena vijaka uglavnom je ograničena na funkcijske naprave, a aktivne naprave, u koje se takvi vijci ugrađuju, sve češće primjenjuju stomatolozi -nespecijalisti u tretmanu lakših anomalija.

Vijke je moguće svrstati u pet kategorija:

- za pomicanje jednog zuba,
- za paralelnu transverzalnu ekspanziju,
- za neparalelnu transverzalnu ekspanziju,
- za pomicanje zubi uzduž zubnog luka,
- za korekciju međučeljusnih odnosa.

Ovoj osnovnoj podjeli potrebno je dodati i neke relativno rjeđe korištene vijke, kao na primjer one za cijepanje *sutturae medianae* gornje čeljusti (cijepanje nepca), razne višesmjerne vijke (Bertoni, Beutelspacher) mikrovijke, vijke za rotaciju, vijke za dijasteme, te vijke koji umjesto ekstenzora imaju ugrađenu oprugu (Kunz-Rossi, Hausser), za koje se tvrdi da zbog elastičnosti najefikasnije i najprirodnije djeluju.

Svi suvremeni vijci prilagođeni su za primjenu kod izrade mobilnih naprava i tehnikama skraćene polimerizacije i prešanja. Naime plastičnim štitnikom, koji štiti navoje i središte vijka od još rijetkoga akrilata, moguće je fiksirati vijak na sadreni odljev prije aplikacije materijala.

26.3. MATERIJALI KOJI SE KORISTE ZA IZRADU FIKSNIH ORTODONTSKIH NAPRAVA

Pojavom Eduarda Angle-a (1855.-1930.) počinje drugi i novi period ortodoncije. Angle uvodi u ortodonciju pojam "*Edgewise*", što znači postrance, a potječe od njegove ideje

o bočnom smještaju četverokutnog profila žice (užom dimenzijom) u odgovarajući utor bravice.

Angleova prva naprava bio je luk za ekspanziju ili tzv. "*E-Arch*" (1887.). Prvi molari su nosili prsten snabdjeven maticom i vijkom, koji je bio u vezi sa vestibularno postavljenom debelom žicom. Zubi postavljeni izvan zubnog luka bili su povezani za luk ligaturama. Obzirom da je kontrola zubnih pomaka kod ovog postupka bila nezadovoljavajuća, Angle je kasnije prstenovao sve zube. Pri tome su prsteni nosili vertikalne cjevčice (*tube*) u koje su se ubacivali klinovi, zavareni na luku. On je konstruirao taj aparat 1911. godine i nazvao ga "*Pin and Tube Appliance*". Izrada takvog luka zahtijevala je mnogo vještine, tako da se rijetko koristio.

Godine 1916. Angle uvodi u ortodonciju "*Ribbon Arch*", koji se primjenjuje bez ligatura, a djelovanje labijalnog luka prenosi se putem prstenova i bravica na zube. Mehaničko rješenje ovog aparata je bolje, jer se zubi translatorno pomiču.

Godine 1928. Angle je razvio "*Edgewise Arch Mechanism*". Osnova je naprava multiprstenastog tipa, a sastoji se od labijalnog luka savijenog od četvrtaste žice, pričvršćenog u horizontalne utore bravica koje se nalaze na prstenovima cementiranim na svim stalnim zubima. Luk je izrađen od četvrtaste žice, čiji su orginalni promjeri bili 0,022 x 0,028 inča. Luk se oblikovao i postavljao tako da su njegove uže površine prema zubu, obrazu i usnama, a šire gingivalno i okluzalno. Angle je na taj način osigurao izuzetno precizno pomicanje pojedinih zuba (translacijske, rotacijske pomake i aksijalne inklinacije zuba). Od tada pa do danas fiksna tehnika je doživjela mnogo promjene i modifikacije u konstrukciji prstenova, bravica i lukova.

Glavni elementi ove tehnike su žičani lukovi i njihovi pričvrsni elementi. Kao pričvrsni elementi koriste se bravica (*bracket*) i cjevčica (*tube*).

Danas se, najčešće bravice apliciraju direktno na labijalne ili bukalne površine zuba i to uglavnom na sjekutićima, očnjacima i premolarima. Uloga je bravica da prenosi silu, odnosno moment sile s luka na zub. Kvadratični žlijeb bravice omogućuje kontrolu pomaka u sve tri dimenzije. Krila omogućuju pričvršćivanje žice za bravicu. Bravice su zbog svoje važnosti doživjele niz modifikacija, od onih Angleovih s vertikalnim cjevčicama, preko tzv. *Ribbon arch* bravica, Lewisovih i Steinerovih bravica s rotacijskim krakovima do "sijamskih blizanačkih bravica". Karakteristično obilježje *edgewise* bravice je četverokutni horizontalni žlijeb. Vertikalni promjer žlijeba odgovara dimenziji luka. Najčešći promjeri žlijeba bravice su 0,45mm (0,018 incha) i 0,55mm (0,022 incha).

Cjevčice su najvažniji i najčešći pričvrsni element na prstenovima molara. Postavljene su tako da su paralelne okluzalnoj površini i u liniji sa bukalnim kvržicama, a mogu imati različitu namjenu.

Pozicioniranje bravica na zube orjentira se prema okluzijskim bridovima i dužinskim osovinama zuba.

Navedeni pričvrsni elementi se fiksiraju na zub posredno putem prstena (*banding*) i izravnim putem (*bonding*).

Prsteni. Ortodontski prsteni su se u fiksnoj ortodontskoj terapiji do prije petnaestak godina koristili na svim zubima, a danas je njihova primjena ograničena na kutnjake, iako se ponekad apliciraju i na premolare. Već se godinama materijal, od kojeg se prsteni izrađuju, nije bitnije promijenio. Koristi se krom-nikal-čelik, za ovu aplikaciju čvrst i neelastičan, jer se prsten mora adaptirati precizno uz zub prije cementiranja. Suvremeni ortodontski prsten ima zaobljene rubove, visoko poliranu vanjsku površinu, lagano hrapavu unutarnju površinu zbog bolje retencije cementa, debljinu od 0,10 - 0,15 mm. Prsteni su standardno označeni laserski, da se oznaka o kojem se prstenu radi ne bi izbrisala niti nakon dvije godine u ustima. Ovo pruža mogućnost reciklaže, sterilizacije i ponovne upotrebe. Na prsten je tvornički zavarena cjevčica, također laserski, a u praksi se može koristiti uobičajene uređaje za točkasto varenje i lemljenje. Prije nekoliko su se godina pojavili pozlaćeni prsteni (Forestadent, ORMCO, TP), koji bi trebali isključiti pojavu alergijskih reakcija, ali nisu u široj primjeni.

Cementiranje slijedi nakon temeljitog čišćenja zuba i prstena. Uobičajeno su se koristili fosfatni cementi, ali se danas sve češće primjenjuju ionomerni, koji imaju nekoliko prednosti: bolja retencija, netopivost u slini, što je osobito važno ako prsten nije savršeno adaptiran, pa je cementni sloj na mjestima eksponiran, a ionomerni cementi otpuštaju fluor i time eliminiraju jedan od najvećih problema - nastanak karijesa uz rubove prstena ili čak ispod prstena. Suvremeni kompozitni cementi se ne koriste za cementiranje prstena, jer je skidanje na kraju tretmana gotovo nemoguće.

Bravice. *Metalne bravice* imaju nekih prednosti zbog svojih retencijskih svojstava, higijenski su besprijekorne, otporne na koroziju i mehanički vrlo otporne na deformaciju. Na stražnjoj strani imaju retenciju u obliku mrežice ili perforacija čime se postiže čvrsta veza između bravice i adheziva.

Plastične, keramičke i kombinirane bravice koriste se da bi zadovoljile estetici. Plastične se bravice ubrzano usavršavaju jer imaju mnogobrojne prednosti nad keramičkima i mnogo su jeftinije.

Keramičke bravice se često lome na krakovima, mogu abradirati antagonistični zub, a glavni im je problem vrlo teško skidanje s površine zuba na kraju terapije. Koji put pucaju i nemoguće ih je skinuti, već se moraju sloj po sloj izbrusiti, ili kod skidanja dolazi do loma cakline ili čak cijele krune zuba. Na tržištu postoje i posebni elektronski "*debonding*" uređaji, koji jakim i vrlo kratkim impulsom struje rastapaju kompozit na bazi keramičke bravice, ali nisu u osobito širokoj primjeni i prilično su skupi. Novije verzije keramičkih bravica imaju kompozitnu podlogu zbog lakšeg skidanja. Inače keramičke bravice moraju imati ranije silaniziranu površinu, da bi se mogle fiksirati uobičajenim materijalima.

Plastične bravice sve su kvalitetnije, i izrađuju se od posebno ojačane stakloplastike ili nekih kompozitnih materijala, a neke verzije imaju metalni žlijeb, što daje prednosti koje inače imaju samo metalne bravice.

Na tržištu se pojavljuju i bravice izrađene od "egzotičnih " materijala kao npr. od industrijskog safira, koje su transparentne i vrlo otporne, ali i preskupe za rutinsku primjenu, osobito u našim uvjetima.

Bravice se danas na zube lijepe tehnikom "*Direct bonding*". Temeljni principi ove tehnike su:

1. čišćenje zuba
2. apsolutno sušenje zuba
3. jetkanje zuba kiselinom (37% fosforna kiselina)
4. ispiranje vodom
5. aplikacija bravica pomoću adheziva

Aplikacija bravica pruža mnoge prednosti u odnosu na "klasičan" rad sa prstenovima:

- nema separacije zuba niti adaptacije prstenova
- izrazita estetska superiornost (plastične, keramičke)
- preciznije i jednostavnije pozicioniranje
- bolje stanje gingive
- moguća je konzervativna terapija zuba i u toku ortodontskog tretmana
- moguća je reciklaža

Metoda ima i nedostataka:

- slabija fiksacija
- smanjena kontrola pri pomicanju zuba jer se na zub djeljuje s mnogo manje površine
- mogućnost pojave karijesa

Nedostaci su danas gotovo izbjegnuti, uglavnom zbog sve boljih materijala i jednostavnije procedure za aplikaciju bravice na zub.

Materijali za direktno lijepljenje bravica. Godine 1995. su po prvi put za ljepljenje bravica, osim uobičajenih kompozitnih materijala, uvedeni i ionomeri. Kompoziti koji se primjenjuju za ovu svrhu nešto su drugačijih karakteristika od onih koji se koriste u konzervativnoj stomatologiji, iako se mogu upotrebiti i uobičajeni. Materijale za ljepljene bravica moguće je podijeliti na nekoliko osnovnih grupa:

Kompozitni dvokomponentni materijali (pasta-pasta, mix- tehnika). Prvi materijal koji se koristio prije dvadesetak godina bio je dvokomponentni (Concise - 3M), i sastojao se od dvije paste koje su se uobičajeno miješale. Obično se uspjelo zaljepiti dvije do tri bravice, pa se moralo miješati ispočetka. Nakon uobičajenog jetkanja ispiranja i sušenja, smola se premaže na površinu krune i bravice, odmah aplicira kompozit i bravica postavlja na zub. Vrijeme namještanja bravice je vrlo ograničeno. Materijalom se postižu dobri rezultati, i neki ortodonti još i danas koriste ovu metodu.

Dvokomponentni materijal je međutim prikladniji za tehniku indirektnog bondinga, gdje se bravice prvo pričvrste na sadrenom odljevu i to pomoću karamela bonbona, pa se preko odljeva i bravica uzima otisak u nekom gumastom silikonu, vinilsiloksanu i sl. ili se čak Biostar ili sličnom tehnikom napreša gumasta ploča. Nakon toga se u toploj vodi otopi bonbon i otisak skida s modela zajedno s bravicama. Na ovaj se način dobio "ključ" u kojem su bravice fiksirane vrlo precizno, a retencione se površine mogu dodatno odmastiti, očistiti ili kondicionirati, ako su bravice keramičke ili plastične. U ustima se tada zubi uobičajeno pripreme, materijal za ljepljenje brzo aplicira na retencione površine svih bravica i ključ zajedno s bravicama postavlja u usta. Nakon stvrdnjavanja kompozita, ključ se trganjem odstrani iz usta i odstrani eventualni višak materijala. Na ovaj su način sve bravice odjednom fiksirane u jedan zubni luk, što smanjuje vrijeme rada terapeuta, ali je rad tehničara ili samog ortodonta na pripremi bitno produžen. Ova se metoda danas sve rjeđe primjenjuje i ograničena je na neke rijetke tehnike kod kojih se bravice apliciraju na lingvalne površine zubi, što je na direktan način vrlo teško.

Kompozitni kontaktni materijali (no-mix tehnika). Najčešće se koriste u suvremenoj ortodonciji zbog mnogobrojnih prednosti. Jedna je komponenta pasta, a druga obično tekući gel koju proizvođači zovu primer, bonding i sl. Nakon uobičajene pripreme jetkani zubi i površina bravice premažu se primerom. Nakon toga se vrlo mala količina paste aplicira na bravicu i bravica pritisne na površinu zuba. Terapeutu je na raspolaganju 5 - 10 sekundi za pozicioniranje bravice, a nakon toga se bravica drži pod pritiskom desetak sekundi. Postupak je jednostavan, retencija vrlo dobra, a s većinom modernih materijala moguće je bez posebnih pripremnih postupaka ljepiti sve vrste bravica.

Svjetlosno polimerizirajući materijali. Radi se o jednokomponentnim materijalima, gdje se površina zuba i bravice prvo premaže *bondingom* ili a*dhezivom*, te aplicirani materijal osvjetljava 20 sek. s okluzalne i 20 s gingivalne strane. Metoda je obično prespora za vrlo iskusnog praktičara, ali vrlo prikladna za neiskusnog ili sporijeg ortodonta. Vrijeme namještanja bravice u pravu poziciju je gotovo neograničeno. Metoda nije prikladna za indirektne tehnike niti za primjenu na plastičnim bravicama. Materijal je u početku bio rijedak, ali su današnji tvrdi i ne dozvoljavaju klizanje aplicirane bravice.

Ionomerni materijali. Treba napomenuti da se na tržištu nalazi samo jedan materijal iz ove grupe (Fuji Ortho LC - GC), da je materijal vrlo nov i da je teško govoriti o iskustvima i rezultatima. Radi se o dvokomponentnom materijalu (prah - tekućina), za kojeg proizvođač tvrdi da se može koristiti i bez jetkanja, što je sigurno velika prednost. Vlastita iskustva su takva da se materijalom postižu dobri rezutati samo nakon uobičajenog jetkanja, jer inače bravice relativno često padaju. Postupak se provodi na slijedeći način: Prah i tekućina se miješaju na propisani način, tako da se odjednom miješa materijala dovoljno za najviše 3 do 5 bravica. Materijal se aplicira na bravicu i osvjetljava uobičajenih 40 sek. Najbolje je postaviti sve bravice odjednom i onda osvjetljavati. Postupak je relativno spor, ali se može ubrzati ako se koristi nekoliko polimerizirajućih lampi odjednom, uz obaveznu asistenciju. Potrošak materijala je dosta veći nego kod *no-mix* tehnika gdje suviška praktički i nema. Materijal je također prikladan za početnike, a prednost mu je svakako otpuštanje fluora, što ima karijes-preventivni učinak.

Žice. Prije gotovo stotinu godina, kada se fiksna ortodoncija počela razvijati u Sjedinjenim Državama, tehnološke mogućnosti toga vremena nisu dozvoljavale osobito širok izbor materijala. Kao jedini izbor u to vrijeme nametnulo se zlato. Zlato je bilo jedini materijal koji nije korodirao u vrlo agresivnim uvjetima koji vladaju u usnoj šupljini, a već tada poznatom tehnologijom izrade legura, najčešće s platinom i bakrom, osiguravala se

dovoljna elastičnost za kakvu takvu primjenu. Napretkom biomehanike i saznanja o biološkim reakcijama tkiva koje nastaju djelovanjem ortodontskih naprava postalo je jasno da materijali moraju ispuniti i neke druge uvjete osim elastičnosti. Kasnije su zlatne legure zamijenjene prvo čeličnim legurama koje su biokompatibilne, čvrste, elastične i kada je potrebno plastične. Krom nikal čelične legure veći su dio ovog stoljeća bile osnovni materijal za izradu žica u fiksnoj ortodonciji, ali kao što je spomenuto i prstena i bravica. Posljednjih dva desetljeća uvedene su nikal-titanske legure, titan - molibden legure, a u najnovije vrijeme i superelastične legure (martenzitične).

Karakteristike ortodontskih žica. Optimalna pomak zuba postiže se laganom, kontinuiranom silom. Vrlo je zahtjevno konstruirati ortodontsku napravu koja djeluje sustavom sila takvih karakteristika, da sile nisu niti prevelike niti da previše variraju.Važno je da se tako lagane sile ne smanjuju prenaglo, bilo zbog karakteristika materijala, bilo zbog pomaka zuba kojeg su izazvale.

Osobine žice koje se koriste u fiksnoj ortodonciji najčešće ovise o sastavu legure, iako treba naglasiti i mogućnost da se s istom legurom mogu postići različita svojstva. U današnje se vrijeme smatra da suvremena žica za primjenu u fiksnoj ortodonciji mora ispunjavati slijedeća svojstva: visok modul elastičnosti, visok stupanj plastičnosti, biokompatibilnost, što manje trenje između žice i žljeba bravice, mogućnost jednostavnog lemljenja i varenja.

Elastična svojstva nekog materijala definiraju se u uvjetima kada naprezanja i deformacije u materijalu nastaju zbog vanjskog opterećenja.

U analizama ove vrste ortodonske se žice mogu promatrati kao grede fiksirane samo na jednom kraju (konzola) ili poduprte na oba kraja. Najvažnija svojstva koja su kritična za određivanje upotrebljivosti nekog materijala kao ortodontske žice su snaga, krutost/elastičnost i domet.

Svako od njih može se definirati na dijagramu koji prikazuje odnos između opterećenja i otklona (*force-deflection*) ili onom koji prikazuje odnos između naprezanja i deformacije (*stress-strain*)

Tri su karakteristične točke koje definiraju svojstva materijala. Najkonzervativnija je elastični limit, točka koja označava trenutak prvog uočljivog otklona (deformacije). Praktičniji indikator je točka koja označava deformaciju od 0.1% (*Yield strenght* - YS). Maksimalno opterećenje koje žica može podnijeti (*ultimate tensile strenght*), dosegnuto je nakon određene trajne deformacije i veće je od YS. Ova karakteristika označava maksimalnu silu koju žica može podnijeti, da bi i dalje djelovala kao opruga, što je klinički važno, osobito

zato što odnos ove dvije točke mnogo više varira kod novih nikal - titanskih legura, nego kod čelične žice.

Veća elastičnost žice omogućuje jaču aktivaciju pri istoj, odnosno manjoj sili. Elastičnost u stvari znači da je žicu moguće jače saviti a da ne dođe do trajne deformacije. Suvremeni elastičniji materijali mogu djelovati i nekoliko mjeseci, nakon toga ih se može sterilizirati i ponovno upotrebiti. Ovo je osobito važno u početnim fazama tretmana (nivelacija) jer gotovo u potpunosti osigurava djelovanje bez patoloških promjena.

Plastičnost je karakteristika koja omogućuje savijanje određenih elemenata koji se primjenjuju u pojedinim fazama tretmana (*stopovi, loopovi*, petlje i slično). Ova karakteristika potrebna je praktičaru da bi lakše oblikovao luk, ali u tretmanu nije poželjna, pa se žice koje imaju ovo svojstvo temperaturno obrađuju nakon izrade te postaju elastične.

Krutost (*load deflection rate*) predstavlja jačinu sile kojom žica djeluje. Visoka krutost čini napravu stabilnom, ali su sile prevelike, dok niska krutost omogućuje primjenu slabijih sila koje su biološke i to kroz dulje vremensko razdoblje, ali je naprava nestabilna. Idealan spoj bi bio stabilna naprava i slabe sile, ali se ove dvije karakteristike nažalost isključuju.

Biokompatibilnost uključuje otpornost na koroziju, ali dodatno žica mora u uvjetima koji vladaju u usnoj šupljini biti neutralna, odnosno ne smije štetno djelovati. Treba napomenuti da su sve češće registrirane alergijske reakcije na nikal i rjeđe na krom. Najsuvremenije legure nikla i titana stabilne su, pa vjerojatno nema ni alergijskog djelovanja.

Veće trenje može, osim usporavanja terapije tj. pomaka zuba po žici, utjecati i na sidrište te čak dovesti i do njegovog gubitka. Vrlo malo trenje koje je povoljno, a karakteristično je za najsuvremenije žice može izrazito ubrzati terapiju, ali može također dovesti do poteškoća. Naime često se događa da zbog normalne funkcije žica polako sklizne u jednu stranu zubnog luka i nakon što izviri iz cjevčice posljednjeg kutnjaka koji puta jače traumatizira meka tkiva. Zbog toga se posljednjih dvije, tri godine na sredini lukova tvornički ugrađuju savijutci (*dimple*) koji onemogućuju klizanje.
Mogućnost lemljenja i varenja je važna zbog dodavanja sekundarnih elemenata na luk (kuke, *loopovi* i sl.).

Zlatne legure. Danas se u ortodonciji više ne koriste, a sadržavale su zlato, srebro, bakar, nikal platinu i paladij. Otpornost na koroziju je besprijekorna kao i mogućnost lemljenja, a uobičajeno se provodila odgovarajuća termička obrada kojom se povećavala čvrstoća žice. Sile kojima ove žice djeluju manje su nego kod čeličnih žica, a osnovni razlog

zbog kojeg se ove žice više ne primjenjuju je visoka cijena. Ponekad se samo Crozatova naprava i danas izrađuje od zlata, u skladu s originalnim dizajnom iz početka ovog stoljeća.

Čelične legure. Još i danas se čelične legure najčešće primjenjuju u ortodontskoj terapiji. Najčešći im je sastav: 71% željeza, 18% kroma, 8% nikla i manje od 0,2% ugljika. Ovakva se žica najčešće naziva 18-8 *stainless steel*. Visoki modul elastičnosti i visoka krutost mogu dovesti do oštećenja u početnim fazama terapije osobito ako je žica predebela. Ako je pak žica pretanka stabilnost naprave i kontrola pomaka su upitni kao što je već ranije spomenuto. Zbog toga se u početnim fazama terapije primjenjuju isprepletene (*twist flex*) žice s efektom "čeličnog užeta". Naime žica istoga promjera isprepletena od više tankih žica elastičnija je i djeluje manjom silom. U početku su se proizvodile i primjenjivale žice isprepletene od tri niti, kasnije od pet, a u posljednje vrijeme i od sedam do osam niti. Koriste se i četvrtaste isprepletene žice koje djeluju malim silama u finalnim fazama terapije uz dobru kontrolu pomaka i neškodljivost (osobito kod torkviranja). čelične žice moguće je termički obrađivati da bi se smanjila unutrašnja napetost i povećala elastičnost. Problem je kod primjene ove žice relativno brza trajna deformacija zbog čega se lukovi moraju često mijenjati ili aktivirati. Ove je žice moguće dobro lemiti i variti, a otporne su na koroziju. Otpornost na koroziju dolazi od relativno visokog postotka kroma. Najčešća oštećenja uzrokuju u završnim fazama terapije kada se primjenjuju četvrtasti i relativno debeli profili. Kao što je spomenuto vrlo je mala granica između premalene sile ili čak nedjelovanja i bitno prevelike sile odnosno oštećenja tkiva.

Krom-kobalt legure. Ova se legura sastoji od kobalta, kroma, nikla, molibdena, željeza i mangana. Legura je izrazito plastična, što je vrlo povoljno za izradu i najkompliciranijih elemenata na lukovima. Elastičnost se može povećati termičkom obradom do crvenog žara (480º C) kroz 7 - 12 minuta što dovodi do rekristalizacije pa svojstva postaju slična onima kod čelične žice iste debljine. Proizvode se u četiri vrste: plava, žuta, zelena i crvena, ovisno o elastičnosti.

Kod svih vrsta Elgiloy žice preporučljivo je provesti termičku obradu ali ih nakon toga ne bi trebalo više savijati jer može doći do loma. Ove žice djeluju duže od čeličnih, mogu se lemiti i variti te su otporne na koroziju.

Titanske legure. U kliničkoj su primjeni od 1972. godine iako je Nitinol izumljen ranih šezdesetih. Ime mu dolazi od skraćenice Ni- od nikal, Ti- od titan, Nol- od Naval

ordnance laboratory. Sastoji se od oko 52% nikla, 45% titana i 3% kobalta. Beta titanium (TMA) razvijen je kasnije (ORMCO), posjeduje dobar odnos između krutosti i elastičnosti, djeluje jačim silama od Nitinola, a slabijim od čelične žice. Može se lemiti i variti te relativno lako formirati, čak i u kompliciranije oblike. Nitinol se primjenjuje u početnim fazama terapije kada je potrebno primjenjivati slabije sile. Visoko je elastičan, ali je izrazito ograničene plastičnosti. To onemogućuje izradu kompliciranijih elemenata na lukovima ili malih zavijutaka, a najčešće se primjenjuje u tehnici ravnoga luka (SWA). Već u ranim fazama terapije moguće je upotrijebiti četvrtastu žicu i početi s istovremenim niveliranjem, torkviranjem, anguliranjem i rotiranjem zubi. Ne može se lemiti, ni variti, a podložniji je koroziji od ostalih ortodontskih žica.

U svemirskom programu za koji je Nitinol razvijen postignute su karakteristike žice koje se nazivaju *memory*-efekt. To je sposobnost žice da se vrati u prethodno određeni oblik nakon što se zagrije na određenu temperaturu. Pravilno odabrana temperatura "tranzicije" omogućuje savijanje i postizanje željene forme, te kasnije djelovanje u ustima. Neki novi oblici ove legure (kineski Ni- Ti) imaju tzv. superelastična svojstva. To je svojstvo žice da djeluje istom silom neovisno o iznosu aktivacije, što može ubrzati terapiju i eliminirati mnoga ranije česta oštećenja.

Gumeni i plastični aktivni elementi. Lanci, gumice za intermaksilarn gumeni vlak, gumeni separatori, elementi za ekstraoralnu vuču i slični elementi izrađuju se uglavnom od suvremenih silikonskih materijala, iako su se nekada izrađivali od prirodne gume. Silikonski materijali su otporniji na utjecaj oralnog okruženja i dužeg su djelovanja. Glavni problem sa svim vrstama gume je u mogućnosti apsorpcije vlage i gubitku elastičnosti unutar 24 - 36 sati.

Opruge. Vučne opruge, potisne opruge i slični elementi izrađuju se od čeličnih ili nikal-titanskih legura i imaju ista svojstva kakva imaju žice od istih materijala.

LITERATURA

1. Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. Dent Mater 1997;13:2-6.

2. Anstis GR, Chantikul P, Lawn BR, Marshall DB. A critical avaluation of indentation techinques for measuring fracture toughness. I. Direct crack measurements. Bull Am Ceramic Soc 1981;64:533-8.

3. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load extension-time behavior of orthodontic alastiks. J Dent Res 1976;55:783-6.

4. Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of comercial dental porcelans. Dent Mater 1986;2:58-62.

5. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont 1995;8:105-16

6. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Clclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 1997;23:77-85.

7. Brantley WA, Myers CL. Measurment of bending deformation for small diameter orthodontic wires. J Dent Res 1978;57:609-15.

8. Funk AC. The heat-treatment of stainless steel. Angle orthod 1979;49:126-30.

9. Howe GL, Greener EH, Crimmins DS. Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire. Angle Orthod 1968;38:244-9.

10. Brick RM, Pense AW, Gordon RB. Structure and properties of engineering materials, 4th ed. New York: McGraw-Hill; 1977: Chap. 14.

11. Craig RG, edr. Restorative dental materials, 10th ed. St. Louis: Mosby, 1997: Chap. 10.

12. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. Introduction to ceramics, 2nd ed. New York: Wiley 1976;783-97.

13. von Fraunhofer JA, Coffelt MTP, Orbell GM. The effect of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. Angle Orthod 1992; 62: 265-74.

14. Billmeyer FW. Textbook of polymer science. New York: Wiley; 1984.

15. Braden M, Causton EE, Clarke RL. Diffusion of water in composite filling materials. j Dent Res 1974; 5:730-2.

16. Tavas MA, Watts DC. A visible light-activated direct bonding material: An in vitro comparison study. Br j Orthod 1984;11:33-7.

17. Norevall L, Sjogren G, Persson M. A clinical evaluation of a glass ionomer cement as an orthodontic bonding adhesive compared with an acrylic resin. Eur j Orthod 1996;18:373-84.

18. Voss A, Hickel R, Molkner S. In vitro bonding of orthodontic brackets with glass ionomer cements. Pediatr Dent 1998;20:43-8.

19. McCourt J, Cooley R, Barnwell S. Bond strenght of light cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991;100:47-52.

20. Hamid A, Hume WR. A study of component release from resin pit and fisure sealants in vitro. Dent Mater 1996;13:98-102.

27. MATERIJALI U ORALNOJ KIRURGIJI

Jakša Grgurević

U oralnoj kirurgiji se uglavnom upotrebljavaju isti materijali koji se upotrebljavaju i u drugim granama stomatologije, ali se koriste i materijali koji su tipični za ovu stomatološku disciplinu.

Materijali koji se upotrebljavaju u oralnoj kirurgiji a ne upotrebljavaju se uopće ili se koriste rjeđe ostalim stomatološkim granama jesu:

- sintetički materijali kojima se nadomješta kost,
- materijali od kojih se izrađuju epiteze i resekcione proteze,
- materijali od kojih se izrađuju implantati,
- materijali za šivanje.

27.1. SINTETIČKI MATERIJALI KOJIMA SE NADOMJEŠTA KOST

Postoje dva tipa sintetičkih materijala na bazi keramike kojima se nadomješta kost: To su hidroksil-apatit (HA) i tri-kalcijev fosfat (TCP). Oba spadaju u grupu aloplastičnih implantata. Aloplastičan materijal je neživi, umjetni materijal, strano tijelo koje se koristi za implantaciju u živo tkivo.

Oba materijala su biokompatibilna, budući da ne pobuđuju upalnu niti imunološku reakciju nakon dodira s koštanim ili mekim tkivom primatelja. HA je trajno neresorbilni materijal, dok je TCP bioresorbilan.

HA u koštanim šupljinama ostaje nepromijenjen i u njega urasta okolna kost, dok TCP potiče osteogenezu i kod toga bude postupno resorbiran te služi kao matriks u koji urasta primateljevo koštano tkivo. TCP ima ograničeniju primjenu, zbog resorptivnosti i krhkosti, dok HA ima mnogostruku primjenu u oralnoj i maksilofacijalnoj kirurgiji.

HA $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ je matrijal kalcij-fosfata s fizikalnim i kemijskim svojstvima sličnim onima zubne cakline i kosti. Veličina čestica varira od 70 do 500 mikrometara. Dobiva se sintezom ili hidrotermalnim postupkom kojim se kalcij-karbonat očišćenog morskog

koraljnog kostura pretvara u HA. Razlikujemo pripravke u vidu zrnaca (granula) ili blokova koji služe za nadoknađivanje većih koštanih defekata kada se ne očekuje regeneracija kosti.

TCP $Ca_3(PO_4)_2$ materijal dolazi u obliku poliporoznih granula veličine 47O do 800 mikrometara. Nakon unošenja u organizam materijal oslobađa ione u osteotropnim mehanizmima organizma te tvori granične spojeve koji se ponašaju slično matičnoj kosti tj. dovode do spajanja na molekularnom nivou s prirodnom kosti.

27.2. MATERIJALI OD KOJIH SE IZRAĐUJU EPITEZE I RESEKCIONE PROTEZE

Epiteze ili proteze lica su izradci kojima se nadoknađuju izgubljeni djelovi lica, kao na primjer oko, uho, nos, obraz. Resekcione proteze su izradci koji nadoknađuju izgubljene djelove čeljusti i zubi. Za izradu epiteza i resekcionih proteza koriste se tvrdi i meki akrilat (PMMA) i razni drugi materijali.

27.2.1. Materijali za epiteze

Od 16 stoljeća, kada je francuski kirurg Ambroise Pare opisao jednostavnije proteze lica, počinje njihov sustavni razvitak. Svjetski ratovi bili su veliki pokretaći u razvoju maksilofacijalnih proteza, epiteza. Uspjeh protetske rehabilitacije je limitiran osobinama materijala za izradbu proteza.

Moderni materijali na bazi elastomera i polimera znatno su poboljšali osobine epiteza ali nisu još idealan materijal koji može sličiti ili duplicirati ljudsku kožu.

Idealan materijal za epiteze mora imati razne osobine; mora biti jednostavan za uporabu i jeftin, biokompatibilan, jak, dovoljno stabilan i izdržljiv. Epiteza mora izgledati poput kože, mora biti meka na dodir, te biti boje i strukture kao koža. Osim toga proteza mora biti otporna na sunčevo svjetlo (ultraljubičaste zrake), toplinu, hladnoću, mora biti stabilne boje, otporna na utjecaj kemikalija i dovoljno rezilijentna. Mora biti jednostavna za čišćenje i održavanje od strane pacijenta. Savršena proteza bi trebala također biti termoreaktivna na tjelesnu temperaturu te, sukladno tome, mjenjati boju s okolnim tkivom, te također reagirati na svjetlost, kako bi se prilagodila ambijentalnom svijetlu.

Nažalost, do danas nema materijala koji ispunjava sve ove uvjete.

Prvi moderan materijal koji je ispunio dosta opisanih uvjeta je bio polimetilmetakrilat, (PMMA). Glavni nedostatak PMMA je krutost.

27.2.2. Materijali koji su se koristili za izradu epiteza

Prirodni lateks je mekan, jeftin i jednastavan za obradu te daje relativno "životnu" protezu. Epiteza je neotporna na fizikalne i kemijske utjecaje, pa se brzo dezintegrira i mijenja boju. Lateks se više ne upotrebljava kao materijal za epiteze.

Sintetski lateks razvijen je kao tripolimer od butilakrilata, metilmetakrilata i metilmetakrilamida. Boljih je osobina od prirodnog lateksa. Lateks "koža" je skoro prozirna i kroz nju boja prodire na stražnju ili kožnu stranu proteze, što izgleda vrlo prirodno i dobro se stapa s protezom. Tehnički postupak spajanja lateks "kože" i skeleta od pjenaste gume dugo traje a takva proteza ima relativno kratak vijek trajanja i to je glavni nedostatak ovog materijala.

Vinil-plastisol je vinilna smola koja se uz dodatak plastifikatora (omekšivača) upotrebljava za neke tipove proteze. Plastisol je gusta tekućina, sastavljena od malih čestica vinila raspršenih u plastifikatoru

Smoli se mogu dodati pigmenti da se postigne individulana boja kože. Plastičnost se postiže zagrijavanjem plastisoldisperzije da se djelomično otope čvrste čestice.

Vremenom proteza postaje tvrda zbog gubitka plastisola s površine. Ultraljubičaste zrake imaju vrlo negativni učinak na ovu masu.

Poliuretan je noviji materijal za izradu epiteze. Obrada poliuretana obuhvaća tri komponente, što zahtijeva poštivanje odgovarajućih odnosa i mješanja komponenti. Jedna od komponenti je akrilat, čija obrada zahtijeva pažljivo rukovanje. Poliuretanske proteze imaju životni osjet i izgled. Stabilnost boje je bolja nego kod polivinil.klorida.

Osnovni materijal za izradbu resekcionih proteza je tvrdi PMMA, s time da se rubovi proteze koji su u dodiru s tkivom mogu izraditi od mekog PMMA ili silikona.

27.2.3. Silikonska guma

Silikon je uveden u stomatologiju oko godine 1946. a samo se posljednjih godina koristi kao materijal za izradu epiteza. Silikoni su istisnuli tvrde akrilate za izradu epiteza. Akrilati, zbog svoje tvrdoće, mogu uzrokovati razne probleme. Najčešće su to ozljede defektnog područja

te slabi estetski učinak zbog loše mogućnosti prilagodbe na okolno meko tkivo, posebice tijekom mimike.

Suvremene silikonske mase za epiteze su danas svakome dostupne i mogu se nabaviti u raznim oblicima, pod različitim trgovačkim imenima. Njihova najveća prednost je što su mekane i za bolesnika udobne te se mogu vjerno obojati.

Postoje dva načina obrade: vulkanizacija pri sobnoj temperaturi i vruća vulkanizacija. Danas se oba koriste i svaki ima svojih prednosti i nedostataka.

Većinom se koriste silikoni koji vulkaniziraju pri sobnoj temperaturi. Tvornički su prozirni ili zamućeno bijeli. Prije dodatka katalizatora silikon se pomiješa sa suhim zemljanim pigmentima da dobije boju kože, koja je kod svakog čovjeka drugačija. Stvarna, unutarnja boja silikona je monokromatska.

Epiteza se može raditi na modelu od tvrde sadre, na modelu od epoksidne smole ili metala.

Silikon vulkaniziran pri sobnoj temperaturi nije čvrst kao silikon vulkaniziran pri povišenoj temperaturi.

Vruće vulkanizirani silikon je polutvrd ili materijal poput kita. Pri vrućoj obradi materijal treba samljeti i puniti pod tlakom te polimerizirati na 180°C tijekom 30 minuta. Pigment se umiješa u masu i rasporedi na određena mjesta na modelu. Na ovaj način se može postići boja silikona poput boje tkiva koja ne zahtijeva dodatno bojenje vanjske površine. Ovo je materijal izbora posebice što se tiče stabilnosti boje i čvrstoće. Glavna prednost ovog materijala nad silikonom koji vulkanizira pri sobnoj temperaturi je brži postupak bojenja koji je unutarnji i polikromatski. Glavni nedostatci su potrebna oprema; mlin za drobljenje i preša te metalni model čija izrada je dugotrajna.

U slučaju potrebe, silkoni se mogu pomoću raznih *bonding agensa* i *primera* vezati za tvrde akrilate i poliuretanske folije.

27.3. MATERIJALI OD KOJIH SE IZRAĐUJU IMPLANTATI

Postoje tri glavna tipa legura za implantate, to su:

- legure kobalt-krom-molibdena,
- nehrđajući čelik,
- titan,

Legure kobalt-krom-molibdena i nehrđajući čelik mogu se upotrebljavati za izradu individualnih implantata, endodonskih ili subperiostalnih, dok se titanove legure koriste za izradu tvorničkih standardiziranih endoosealnih implantata.

Legure kobalt-krom-molibdena satavljne su od približno 62% kobalta, 28% kroma i 6% molibdena. Koriste se prvenstveno za izradu implantata postupkom lijevanja. Otpornost na koroziju ovih legura u biološkoj sredini mnogo je bolja nego kod nehrđajućeg čelika

Nehrđajući čelik sadržava 18% kroma i 8-12% nikla. To je tzv. 18/8 nerđajući čelik. Implantati se izrađuju postupkom lijevanja ili štancanja. Glavne prednosti nehrđajućeg čelika su u tome što ga ima u dovoljnim količinama. Troškovi izradbe implantata su niski jer ne zahtijeva složene postupke oblikovanja u različite oblike. Hladno obrađeni ima izvanredne karakteristike, pogotovo što se tiče zamora materijala. Glavni nedostatak mu je slaba otpornost na rubnu koroziju.

Titan koji se upotrebljava za izradu implantata u stvari je legura titana koja ima znatno bolje mehaničke osobine od čistog titana. Testovi su pokazali da titan ima izvanrednu otpornost na koroziju u biološkoj sredini.

Osim od metalnih legura implantati se mogu izrađivati i od:

Biokeramika: aluminijev oksid i biougljik. Keramički materijali obuhvaćaju veliku grupu materijala sličnih osobina ali različite strukture. Općenito govoreći, keramički materijali se sastoje od složenih kombinacija metalnih i nemetalnih elemenata. Njihova struktura sadrži ionske veze i može imati dugu ili kratku kristalnu strukturu. Keramički materijali su tvrdi i krhki. Ovi materijali mogu biti čisti kristalni oksidi, kao što je aluminij-oksid, ili mješavine oksida kao što su staklo ili porculan. Uprkos lošim mehaničkim osobinama i poteškoćama koje se javljaju kada treba proizvesti složene oblike, keramički materijali imaju velike mogućnosti kao implantacijski materijali zbog njihove glatke površine i zbog povoljne rekcije tkiva. Koristi se za izradu endosealnih implantata.

Pažljivo kontroliranom karbonizacijom mogu se proizvesti ugljikova vlakna slična staklu. Ovaj materijal ima veliku tvrdoću i otpornost na koroziju. Glavni nedostatak ovog materijala je njegova krtost. Teško ga je modelirati u željeni oblik nakon same proizvodnje. Koristi se kao tzv. monokristal za izradu transdentalnih implantata.

27.4. MATERIJALI ZA ŠIVANJE

Razlikuju se dva osnovna tipa materijala za šivanje. Jedno su materijali koji se resorbiraju u organizmu i nije ih potrebno odstranjivati, drugo su materijali koji se ne resorbiraju i potrebno ih je odstraniti.

S obzirom na podrijetlo materijala za šivanje razlikujemo prirodne i sintetičke materijale.

Općenito govoreći, idealan konac bi bio onaj koji se može upotrijebiti kod bilo koje operacije a da ne izaziva reakciju tkiva i ne stvara pogodne uvjete za razvitak bakterija. Mora biti dovoljno jak kako se nebi prekinuo, čvor mora ostati čvrst, te se ne bi smio skupljati u tkivu, ne bi smio izazivati elektrolitičku reakciju, mjenjati kapilarno stanje, izazivati alergiju ili biti kancerogen i morao bi se resorbirati uz minimalnu tkivnu reakciju.

Neki konci, naročito kada se koriste u ustima, proizvode reakcije tkiva i stvaraju neugodu za pacijenta.

Sve vrste konaca imaju svoju dimenziju i tenzijsku čvrstinu, što je regulirano posebnim propisima (standardima).

Promjer konca se po američkoj Farmakopeji (U.S.P.) izražava brojem nula (0), što je taj broj veći promjer konca je manji i obrnuto.

Svaki konac koji je upotrijebljen za šivanje, bez obzira od čega je građen, u stvari je strano tijelo u organizmu.

Kako enzimi u organizmu nastoje eliminirati strano tijelo putem razgradnje, oni nastoje razgraditi i uneseni materijal za šivanje. Neke konce enzimi mogu razgraditi, dok druge ne.

S obzirom na broj niti od kojih je konac sastavljen razlikujemo monofilamentne (jednonitne) i polofilamentne (mnogonitne) konce.

Monofilamentni konci manje iritiraju tkivo, dok polifilamentni imaju bolja mehanička svojstva i lakše je s njima raditi. Zbog toga se sve više proizvode i upotrebljavaju polifilamentni zaštićeni konci, tj. konci koji imaju polifilamnetnu jezgru a površinu kao monofilamentni konac.

27.4.1. Resorptivni konci

Najpoznatiji predstavnik iz ove grupe konaca prirodnog podrijetla je *catgut*. Kako mu ime kaže, nekada se proizvodio od mačjih crijeva, nakon toga od ovčjih, a danas se proizvodi iz kolagena dobivenih iz životinjskih tetiva i fascija. Građen je od kolagena koji se u organizmu brzo resorbira, a da bi se usporila resorpcija kolagen se boji ili impregnira solima teških metala.

Najčešće upotrebljavane soli za impregnaciju su soli kroma i takav se konac naziva c*hrom catgut*. Sama impregnacija može biti potpuna, kada se svaka pojedina nit impregnira pa upreda, ili površinska, gdje se prvo upredaju niti u jednu, a onda potapa u otopinu kroma. Postupak kromiranja mora biti takav da se soli kroma podjednako raspodijele cijelom dužinom niti.

Običan *catgut* se brzo resorbira i upotrebljava se tamo gdje se očekuje brzo zaraštavanje rane, a kromirani *catgut* se sporije resorbira i upotrebljava se tamo gdje se oočekuje produljeno zacijeljivanje. Kromirani *catgut* manje iritira tkivo od običnog.

Druga velika grupa resorptivnih konaca je sintetičkog podrijetla i osnovu im čini poliglikolna kiselina. Konci proizvedeni od poliglikolne kiseline također dolaze kao mono ili polifilamentni. Sporije se resorbiraju od prirodnih materijala procesom hidrolize u organizmu. U praksi sve više potiskuju konce od prirodnih materijala.

27.4.2. Neresorptivni konci

U ovu grupu spadaju konci koji su otporni na djelovanje tkivnih enzima te se zbog toga moraju odstraniti iz tkiva.

Mogu biti izrađeni od prirodnih ili sintetičkih materijala. Od prirodnih materijala ralikujemo organske i metalne niti.

Kapilarnost je svojstvo niti da omogućuje prolaz tkivnoj tekućini dužinom konca, čime se omogućava, ako postoji, širenje infekcije duž konca. Prirodni organski konci imaju jako izražena kapilarna svojstva.

Kirurška svila je najčešće upotrebljavani konac prirodnog porijekla. Izrađuje se od niti koje izlučuje svilena buba. Nakon čišćenja od voska i gume, niti se boje i upletu i nastaje kirurški konac. Konac je čvrst i lagan za rukovanje.

Laneni konac se dobije uvijanjem lanenih niti, promjer mu se teško dade odrediti te mu čvrstina varira. Rijetko se upotrebljava.

Kirurški nerđajući čelik izrađen je od specijalne legure s malim sadržajem ugljika. Čisti je metal, jak i savitljiv. Tkivo ga odlično podnosi ali mu je loša strana što je nespretan za rukovanje jer se lako urezuje u tkivo ako ga se jače stegne. Najčešće se upotrebljava za šivanje tetiva.

Konci od prirodnih materijala mogu se dobiti na kalemima u velikoj dužini, iz kojih se izrezuje duljina konca po potrebi, ili izrezani na određenu duljinu pakirani pojedinačno ili u tucetima sa ili bez igle za šivanje.

Konci na kalemima dolaze iz tvornice nesterilni, tako da ih je potrebno prije uporabe sterilizirati i čuvati u posebni sterilnim spremnicima za konac.

Pojedinačni konci, sa ili bez igle, obično dolaze tvornički sterilno pakirani.

27.4.3. Sintetički neresorptivni konci

Poliamidni polimer, najlon, je monofilament dobiven kemijskom sintezom. Vrlo je čvrst, elastičan i ne izaziva jaku reakciju tkiva. Vrlo je "živ" pa traži više čvorova za vezanje. Moguće ga je izraditi vrlo tankim pa se upotrebljava u mikrokirurgiji.

Poliesterska vlakna su napravljena od sintetičkog polimera. Dolazi kao neobrađeni upleteni multifilament ili upredeno impregnirano vlakno. Vrlo je indiferentan prema tkivu.

Polipropilen je polimer od kojeg je napravljen monofilamentni konac, zadržava čvrstinu u tkivu i izaziva minimalnu reakciju. Kako je monofilament nema svojstvo kapilarnosti pa se može upotrijebiti i za inficirane rane.

27.4.4. Igle za šivanje

Igle za šivanje su napravljene od nehrđajućeg čelika. Na poprečnom presijeku mogu biti okrugle, i upotrebljavaju se za šivanje sluznica i crijeva, ili trokutaste koje se upotrebljavaju za šivanje kože.

U oralnoj kirurgiji najčešće se koriste igle duljine 16 do 20 mm i konac debljine 3/0. Konac za šivanje koji je tvornički uveden u iglu, lako prolazi kroz tkivo, a ubodna rana nije veća od rane prolaska igle, zove se „atraumatski“ materijal za šivanje.

Konac koji se neposredno prije šivanja mora uvesti u iglu s proširenom ušicom, teže prolazi kroz tkivo i stvara u njemu veću ranu i traumatizira ga, pa se zove „traumatskim“ materijalom za šivanje.

LITERATURA

1. Jarcho M, Bolen CH, Thomas MB. Hydroxylapatite synthesis and characterization in dens polycrystalline form. J Mater Sci 1976;11:2027-34.
2. Kent JN, Zide MF, Kay JF, Jarcho M. Hydroxylapatite blocks and particles as bone graft substitutes in orthopedic and reconstructive surgery. J Oral Maxillofac Surg 1987;44:597-605.
3. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 8th Ed. WB Philadelphia: Saunders Co., 1982.
4. Stahl SS, Froum S. Histological evaluation of human intraosseous healing response to the placement of triclacium phosphate ceramic implants. J Periodontol 1986;57:211-17.
5. Thomas KF. Prosthetic rehabilitation. London: Quintessence Publishing Co., Ltd., 1994.

28. ZAVRŠNA OBRADA STOMATOLOŠKIH RADOVA

Vlado Carek

Zadaća stomatološkog liječenja nije samo u tome da se sačuvaju i nadomjeste manjkavi zubi, nego i da se restituira nedovoljna i promijenjena oralna funkcija, te uspostavi narušena funkcijska harmonija. Mnogi suvremeni materijali zahtjevaju posebnu tehniku rada, preciznost u radu i poseban način obrade i poliranja.

Završna obrada doprinosi boljem inkorporiranju materijala u novi biološki medij, produžuje materijalu vijek trajanja i poboljšava estetski učinak.

U ovom se poglavlju opisuju sredstva koja se koriste u modernoj stomatologiji pri obradi materijala, kao i nova dostignuća pri njihovoj primjeni.

Kvalitetna obrada dentalnih radova doprinosi higijenskoj i estetskoj vrijednosti ispuna, proteza, ortodontskih naprava i dr. Hrapavost i poroznost njihove površine omogućuje zadržavanje hrane, podržavanje upalnog procesa i razvijanje karijesa na preostalim zubima. Dakako, i sam pacijent sa pravilnom higijenom treba doprinijeti estetskoj i higijenskoj vrijednosti stomatoloških radova.

Sredstva koja se koriste u završnoj obradi su razni glodači, silikonski kameni, brusna sredstva, polireri, gumice, četkice izrađene od različitih materijala, prilagođene zahtjevima ordinacije i zubne tehnike.

To su uglavnom rotirajući instrumenti koji različitom tvrdoćom svog površinskog sloja, grubim ili finim ozubljenjem tog sloja, različitim veličinama i oblicima, pomažu pri gruboj i finoj obradi stomatoloških materijala.

Freze za tvrde metale, s krupnim križnim ozubljenjem, služe za obradu krom-kobalt legura, plemenitih legura, kompozitnih materijala, akrilata i dr. Različitih su oblika i veličine.

Freze za tvrde metale sa finim križnim ozubljenjem primjenjuju se za obradu plemenitih legura i keramike, dok one sa superfinim križnim ozubljenjem služe najfinijoj obradi i neplemenitih i plemenitih legura te keramike i kompozita. Specijalno ozubljenje *freze,* u pravilu s velikim brusnim nožićima, rabe se za skidanje akrilata i sadre.

Specijalne, spiralno ozubljene *freze*, služe za obradu žilavih materijala, na primjer titana. *Freze* ili glodalice sa paralelnim stijenkama ili *konus freze* primjenjuju se u tzv. *frez*-tehnici.

Dijamantni rotirajući instrumenti primjenjuju se za obradu krom - kobalt legura, legura na bazi paladija, keramike i dr. Fleksibilne i superfleksibilne okrugle dijamantne pločice sa dvostrano galvanski nanešenim dijamantnim zrncima imaju široku primjenu u stomatologiji, osobito za konturiranje protetskih radova. Dijamantom presvućeni kistovi i četkice od čeličnih vlakana obrađuju krom - kobalt legure, legure na bazi paladija, legure s reduciranim udjelom zlata, plemenite legure, titan, metalkeramiku i dr. Skidaju površinski sloj oksida.

Pločice za rezanje pričvršćuju se vijkom za nosač (mandrel). Služe za piljenje lijevnih kolčića, za rezanje zlatne i legure za keramiku. Mrežaste separirne pločice, najlonom učvršćene, rabe se za obradu krom - kobalt legura. Ne pucaju i dugotrajnije su od uobičajenih pločica.

Kameni (plemeniti korund) različitih veličina i oblika služe za grubu i finu obradu legura.

Čelična svrdla su izrađena od hipereutektične legure koja sadrži perlit i cementit. Takva svrdla često sadrže primjese mangana i molibdena koji pridonose čvrstoći legure. Ona učinkovito režu dentin, no njihove oštrice relativno brzo otupi zubna caklina. Važno je oprezno sterilizirati čelična svrdla.

Kod kemijske ili sterilizacije parom potrebno je koristiti inhibitore korozije kao nitrij-nitrit (ili di-ciklo-heksil-amonij-nitrit) te izbjeći međusobni kontakt čeličnih instrumenata zbog elektrolitske korozije.

Zamjenu za čelična svrdla su izrađena od čestica volfram-karbida u matriksu od kobalta (5-10%). Izrađena su u metalurškom procesu izrade praška, izmodeliranog u prvobitni oblik, sintetiziranog i spojenog za čelični držak. Na kraju obrade slijedi finalno modeliranje dijamantnim instrumentima.

Volfram - karbid ima slijedeće karakteristike u odnosu na čelik:

1. Veću čvrstoću (učinkovitije djeluje na obrađivani dentalni materijal)u
2. Veću tvrdoću, uz visok modul elastičnosti.
3. Nije otporan kao čelik, već je lomljiviji te se ne može koristiti u pretankim slojevima.

Pri kemijskoj sterilizaciji kontraindicirani su agensi koji razgrađuju i korodiraju kobaltni matriks, lem ili čelični držak. To su ,npr., halogenirani fenoli, jod, vodikov peroksid. Druge se metode uspješno koriste.

U trgovačkoj mreži nalazimo ih pod imenom *Hartmetallfräser, Hartmetallbohrer, Hartmetallfinierer* i dr. Izrađuju se različitih veličina, oblika i finoće. Služe za obradu dentalnih legura kao i materijala koji imaju znatno manju tvrdoću od metala.

Dijamanti su još tvrđi od volfram-karbida. Dijamantni vrh je vezan za površinu metalnog drška, a za spoj se najčešće koriste keramički agensi. Takvi instrumenti raznih su oblka, pa mogu

biti kuglasti, valjkasti, cilindrični, obrnuto konični, lećasti i dr. Pločice različitih promjera i debljina vijkom se fiksiraju za osovinu nosača instrumenta.

Gruba obrada izvodi se brusnim sredstvima, *frezama*, kamenima i pločicama različitih veličina. Nakon toga izvodi se završna obrada sa silikonskim ili dijamantnim brusnim, tzv. finirajućim instrumentima, ili brusnim tijelima izrađenim iz tvrdog metala. Mehanička obrada površine protetskog rada ili konzervativnog ispuna finiranjem izvodi se dijamantnim polirerima, ili polirerima iz tvrdog metala, a može se raditi i super finim fleksibilnim silikonskim kolutovima. Nakon finiranja pristupa se poliranju površine specijalnim gumicama različitog stupnja finoće abrazijskih čestica.

Grubim poliranjem skidaju se sve neravnine i na taj način se priprema za optimalno poliranje do visokog sjaja. Za grubo poliranje - gumiranje koriste se dijamantne četkice te silikonski i gumeni polireri.

Silikonski polireri za grubo poliranje metala dolaze u obliku koluta, leća, šiljatog stožca, valjkasti ili u obliku čaše. Silikonski polireri srednje finoće koriste se za obradu akrilata i legura. Superfini silikonski polireri služe za poliranje akrilata i metala do visokog sjaja.

Gumeni polireri dolaze u obliku koluta, lijevaka i valjaka. Koriste se za obradu ispuna i završnu obradu legura. Poliranje do visokog sjaja je završna faza u obradi dentalnog rada. Kako bi se izbjeglo zadržavanje sline i hrane na površini protetskog, ortodonskog ili konzervativnog rada, treba postići glatku i sjajnu površinu pomoću pasta, instrumenata i četkica različitih finoća.

Za poliranje do visokog sjaja osobito protetskih legura koriste se četkice od različitih materijala, finiji silikonski polireri, specijalni prstenasti polireri, kolutovi od kože i dr.

Četkice i polirajuća tijela trebaju imati sljedeće karakteristike:

1. Kvaliteta materijala mora odgovarati visokoj razini moderne stomatologije.
2. Optimalni učinak poliranja postiže se ako se strogo pridržava propisanim uvjetima proizvođača, osobito što se tiče broja okretaja instrumenata.

Okrugle četkice sa plastičnim tijelom i drvenim središtem imaju veliku postojanost, koja se postiže gustim porubom čekinja. Drveno središte osigurava besprijekorno sjedište na osovini motora. Čvrsto usidrenje čekinja osigurava plastično tijelo koje ne podliježe nikakvim vanjskim utjecajima (vlaženje ili isušivanje). Uski oblik četkica olakšava pravilnu primjenu. Izrađuju se od različitih materijala. One od srebrne žice služe za poliranje Co-Cr legura. Još se rade ili od konjske strune, ili u kombinaciji konjske strune sa dodatnim uloškom od koprive. Uložak od koprive zadržava vlagu i zbog toga je ova četkica naročito prikladna za vlažno poliranje.

Četkice od mekane bijele kostrijeti služe za poliranje do visokog sjaja. Sastoje se od akrilatnih prstenova, među koje je umetnut vanjski prsten koji može biti od runa ili od listova

koprive. Služe za poliranje metala i akrilata. Kolutovi za suho i vlažno poliranje izrađeni su od mekane kože i služe za poliranje visokog sjaja svih materijala.

28.1. ZAVRŠNA OBRADA JEDNOKOMADNIH ODLJEVA

Kada se odljev izvadi iz cilindra za lijevanje najprije se pjeskari. Unese se u pjeskaru, gdje kroz cijev pod pritiskom izlazi pijesak koji odstranjuje ostatke uložne mase.

Obrada zapravo počinje odsjecanjem lijevnih kanala od osnovne konstrukcije. To se radi pomoću karborund pločica ili oštrog točkastog kamena, ili pomoću glodalica od tvrdog metala. Sredstva koja se koriste za grubu i finu obradu su: freze od tvrdog metala, karborund kamen, hrapavi brusni papir, gumeni valjak, četkica za poliranje, pasta za poliranje i pasta za visoki sjaj. Poliraju se samo površine koje ne leže na modelu, dok se ostale površine poliraju elektrolitički. Vrlo je važno kojom se brzinom okreće motor stroja za poliranje. Veća brzina daje bolje rezultate, ali pri tom treba voditi računa da ne dođe do svijanja skeleta.

Elektrolitičko poliranje se izvodi u porculanskoj ili staklenoj kadi. Na ovaj način se poliraju one površine koje se mehanički ne obrađuju. Anoda (plus - pol) se uključuje na predmet koji se polira, a katoda (minus - pol) na pločicu koja vertikalno stoji u kadi. Kao elekrolit služi kromna kiselina. Poliranje se izvodi na principu ispuštanja elekrona s izbočenih mjesta, jer je na njima koncentracija najveća. Katodi se okrene ginginalna strana skeleta i od nje je udaljena 5 cm. Jednokomadni odljev Co-Cr proteze uranja se 5 minuta u elekrolit, zatim se vadi i ispere u vodi, pa se ponovo vrati u elekrolit, gdje elekroliza traje još 5 minuta, poslije čega skelet dobija srebrnasti sjaj.

28.1.1. Abrazija i poliranje

Važno je da svi nadomjestci u stomatologiji imaju glatku površinu. Tako se nastoji spriječiti odlaganje ostataka hrane (naročito kod loše oralne higijene) a i korozija metala.

Glatka površina nastaje postupkom abrazije, prigodom kojeg čestice abraziva prelaze površinom obrađivanog predmeta. Svaka čestica abraziva ponaša se kao fini alat te se površina zaglađuje, no ostaje mikro – ogrebotina, čija je dimenzija ovisna o veličini čestica abraziva. Pri završetku obrade koriste se abrazivi sve veće finoće čestica, a nakon primjene jednog abraziva i prelaskom na drugi, potrebno je dobro oprati obrađivani predmet.

Ogrebotine nastaju u svim smjerovima. Čestice abraziva su tvrđe od obrađivane površine te su povezane (traka, pločica) ili se nanose četkom.

Na abraziju utječe tvrdoća abrazionih čestica (dijamant je najtvrđi materijal, dok su razni kamenčići, kao na pr. granit, relativno blagi abrazivi), zatim oblik abrazivnih čestica (što su oštrije to su učinkovitije). Veće čestice utiskuju veće površine i daju bolji rezultat. Uz mehaničke odlike abraziva i brzina okretaja abrazivnih čestica utječe na rezultat abrazije. Nastajanje topline ovisi o pritisku kojim se obrađuje materijal, o brzini okretaja instrumenata i o vrsti materijala koji se abradira.

Hlađenje je potrebno kod brušenja zuba velikim brojem okretaja (vodeno prskanje) i kod obrade akrilata jer toplina može prouzročiti svijanje i izobličenje polimera.

28.1.2. Obrada i poliranje fiksno-protetskih radova

Za skidanje lijevnog kolčića koriste se karborund pločice. U daljnjoj obradi koriste se *freze* različitih finoća i montirano cilindrično ili konusno kamenje. Prije stavljanja krunice na radni model treba provjeriti njenu unutrašnju površinu, da nije zaostalo viška metala u obliku perli ili ostataka mase za ulaganje. Uklanjaju se okruglim svrdlom, a zatim se krunica ili tijelo mosta vraća na radni bataljak pod laganim pritiskom. Obrada aproksimalnih površina i pristupačnih dijelova okluzalne površine nastavlja se finim papirnatim kolutovima. Za obradu fisura i žlijebova na griznoj površini koriste se mali okrugla čelična brusna sredstva. Grebeni kvržica obrađuju se malim gumenim diskom ili konusom, te se na taj način čine fini prijelazi prema centralnoj ili bočnim fisurama. Prije početka završne obrade četka se lagano okreće da njene dlake zahvate dio mase za poliranje. Pri poliranju, održava se stalni kontakt četke sa površinom protetskog rada, pod jednakim pritiskom, da njene dlačice dodiruju poliranu površinu, kao i najdublje dijelove i detalje na griznoj površini. U tu svrhu koristi se Tripoli-pasta koja se sastoji od finog praška poroznih stijena i voska koji služi kao adheziv abrazivnih čestica.

U drugoj fazi poliranja dobije se visoki sjaj legure, pomoću mekane četkice i posebne paste na bazi željeznog oksida ili nikla.

LITERATURA

1. Angelini E, Bonino P, Pezzoli M, Zucchi F. Tensile strenght of Cr-Co dental alloys solder joints. I Dent Mater 1989; 5:13-7.
2. Bates J F. Removable partial denture construction. Bristol: John Wright and Sons LTD. 1978
3. Combe E C. Zahnärtzliche Werkstoffe. München: Hanser, 1984.
4. Craig R G. Restorative dental materials. St Louis: C V Mosby Company, 1985.
5. Phillips R W. Skinner's Science od Dental Materials, 7th Ed. London - Philadelphia: W B Saunders, 1973.
6. Reinhard J W and al. Determining smootheness of polished microfilled composite resins. J Prosthet Dent 1983; 49:485-90.