

Гордана Андре Ковачевска
Анета Никола Мијоска

ДЕНТАЛНИ МАТЕРИЈАЛИ ЗАБНОТЕХНИЧКИ И КЛИНИЧКИ



Уредник

проф. д-р Гордана Ковачевска

[ДЕНТАЛНИ МАТЕРИЈАЛИ- ЗАБНОТЕХНИЧКИ И КЛИНИЧКИ]

Автори

Проф. д-р Гордана Ковачевска dr sci, професор на Стоматолошки факултет, Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ Скопје, магистер и доктор на стоматолошки науки, специјалист по стоматолошка протетика.

Науч. сор. д-р Анета Никола Мијоска, научен соработник на Стоматолошки факултет, Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ Скопје, доктор на стоматолошки науки, специјалист по стоматолошка протетика.

Соработници

Александар Ковачевски др. спец, специјалист по орална хирургија.

Билјана Косева др. спец, специјалист по стоматолошка протетика.

ЗАШТИТА ОД КОПИРАЊЕ

Автори
проф. д-р **Гордана Ковачевска** mr sci., dr sci.
науч. соп. д-р **Анета Мијоска** dr sci.

Соработници
Александар Ковачевски др. спец.
Билјана Косева др. спец.

ДЕНТАЛНИ МАТЕРИЈАЛИ-заботехнички и клинички
Прво издание

Рецензенти
проф. д-р Весна Коруноска-Стевковска
проф. д-р Никола Гиговски

За издавачот
проф. д-р **Гордана Ковачевска** mr sci., dr sci.

Јазична редакција
Наташа Марковска

Техничко уредување и компјутерска обработка
Зоран Дериволски

CIP –Каталогизација во публикација
Национална и универзитетска библиотека „Св.Климент Охридски“, Скопје

615.46:616.314

КОВАЧЕВСКА, Гордана
Дентални материјали- заботехнички и клинички / автори Гордана Ковачевска, Анета
Мијоска. - Скопје: Г. Ковачевска, 2019- 245 стр.: илустр. 139; 30см

Библиографија: стр. [236]-243

ISBN 978-608-66331-0-3
1. Мијоска, Анета [автор]
а) Дентални материјали
COBISS.MK-ID 109881098

Тираж:
100 примероци
Печати:

Во склад со Законот за авторски права, се забранува фотокопирање, повторно печатење или објавување на друг начин без согласност на авторите и издавачот.

ЗАШТИТА ОД КОПИРАЊЕ

на семејствата и студентите

СОДРЖИНА

ПРЕДГОВОР

1. ВОВЕД	11
1.1. Историја на дентални материјали	11
1.2. Барања-стандарди на дентални материјали.....	12
1.3. Класификација на материјали.....	14
1.4. Биокompatибилност на дентални материјали	16
2. ВНАТРЕШНА ГРАДБА НА МАТЕРИЈАЛИТЕ	22
3. СВОЈСТВА НА МАТЕРИЈАЛИТЕ	24
3.1. Физички својства на материјалите.....	24
3.1.1. Механички својства.....	25
3.1.2. Вискозност.....	27
3.1.3. Вискоеластичност.....	27
3.1.4. Однесување на материјалите спрема топлина.....	28
3.1.5. Оптички својства.....	30
3.2. Хемиски својства на материјалите.....	33
3.3. Технолошки својства на материјалите.....	35
4. ОСНОВИ НА БИОМЕХАНИКА.....	37
4.1. Вовед.....	37
4.2. Напрегање и негови темелни облици.....	38
4.3. Еластичност и вискоеластичност на материјалите.....	39
4.4. Жилавост.....	39
4.5. Ударна сила на кршење.....	40
4.6. Динамична издржливост на материјалите.....	40
4.7. Тврдост.....	41
4.8. Сили на цвакање и оптоварување.....	42
4.9. Причини за кршење на материјалите.....	42
5. ГИПС.....	43
5.1. Минерален (природен) гипс-производ, добивање, чување.....	43
5.2. Физички и хемиски особини на производите од гипс	44
5.3. Видови на дентални гипсови.....	45
5.4. Подготовка на гипсот, врзување.....	48
5.5. Својства и фактори кои влијаат на врзување на гипсот.....	49
5.6. Употреба на гипсот.....	53
6. ВОСОЦИ.....	53
6.1. Историски преглед.....	53

6.2. Употреба на восокот во денталната медицина.....	54
6.3. Хемиски состав.....	55
6.4. Физички и механички својства.....	56
6.5. Видови на дентални восоци.....	59
6.6. Состав на дентални восоци.....	62
6.7. Примена на восоци.....	62
7. СТРУКТУРА И СВОЈСТВА НА МЕТАЛИТЕ КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО ДЕНТАЛНАТА МЕДИЦИНА.....	72
8. ЛЕГУРИ-ПРИЧИНИ ЗА ЛЕГИРАЊЕ И МОЖНОСТИ ЗА ЛЕГИРАЊЕ.....	77
9. ПОДЕЛБА НА ДЕНТАЛНИ ЛЕГУРИ.....	80
9.1. Златни легури.....	81
9.2. Сребропаладиумски легури.....	84
9.3. Легури за металкерамика.....	84
10. ЛЕГУРИ ЗА ИЗРАБОТКА НА БАЗА НА ПАРЦИЈАЛНИ ПРОТЕЗИ ЛЕГУРИ ОД ТИТАН. ЖИЦИ.....	87
11. ТЕРМИЧКА ОБРАБОТКА НА ЛЕГУРИТЕ-рекристализација, хомогенизација и облагородување на легуриите.....	91
12. ПОСЛЕДИЦИ ОД НЕПРАВИЛНО РАБОТЕЊЕ СО ЛЕГУРИ-корозија и промена на бојата на металите и легуриите.....	94
13. МАТЕРИЈАЛИ ЗА ВЛОЖУВАЊЕ	100
14. ИЗВОРИ НА ТОПЛИНА ВО ЗАБНОТЕХНИЧКА ЛАБОРАТОРИЈА.....	110
15. ПОЛИМЕРИ И ПОЛИМЕРИЗАЦИЈА (ПЛАСТИЧНИ МАСИ-АКРИЛАТИ И КОМПОЗИТИ).....	113
16. ПОЛИМЕРИ (АКРИЛАТНИ И КОМПОЗИТНИ МАТЕРИЈАЛИ) КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО ФИКСНА ПРОТЕТИКА.....	114
17. ПОЛИМЕРИ (АКРИЛАТНИ И КОМПОЗИТНИ МАТЕРИЈАЛИ) КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО МОБИЛНА ПРОТЕТИКА.....	119
18. АКРИЛАТНИ И КОМПОЗИТНИ МАТЕРИЈАЛИ КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО ОРТОДОНЦИЈА.....	132
19. ДЕНТАЛНИ КЕРАМИЧКИ МАТЕРИЈАЛИ.....	151
20. МАТЕРИЈАЛИ ЗА ОТПЕЧАТУВАЊЕ И ДУБЛИРАЊЕ.....	163
21. СРЕДСТВА ЗА ИЗОЛАЦИЈА И ДЕЗОКСИДАЦИЈА.....	181

22. МАТЕРИЈАЛИ ЗА ОБРАБОТКА, ПЕСОЧЕЊЕ И ПОЛИРАЊЕ.....	188
23. ЦЕМЕНТИ ЗА ДЕФИНИТИВНО ФИКСИРАЊЕ НА ФИКСНОПРОТЕТИЧКИ КОНСТРУКЦИИ, А КОИ СЕ УПОТРЕБУВААТ И ВО ОСТАНАТИТЕ ДЕНТАЛНИ ДИСЦИПЛИНИ.....	203
24. МАТЕРИЈАЛИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ИМПЛАНТОЛОГИЈАТА.....	213
25. ПРЕЦИЗНИ КОПЧИЊА-АТЕЧМЕНИ.....	217
26. АРТИКУЛАТОРИ И ОКЛУДАТОРИ.....	222
27. МАТЕРИЈАЛИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ОРАЛНА И МАКСИЛОФАЦИЈАЛНА ХИРУРГИЈА.....	228
28. СРЕДСТВА И ПРОТОКОЛ ЗА ДЕЗИНФЕКЦИЈА, СТЕРИЛИЗАЦИЈА И ПРЕВЕНЦИЈА НА ДОКТОРОТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА.....	233
29. ЛИТЕРАТУРА.....	245

ЗАШТИТА ОД КОПИРАЊЕ

ПРЕДГОВОР

„Знаење = материјал“ е првиот принцип во работата.

Морате да се трудите за да успеете! И не заборавајте! Нема мали работи и лоши материјали. Материјалите ја прават терапијата успешна. Не ја комплицирајте терапијата! Секогаш добро размислете дали тоа би можело да се изработи поинаку и со друг материјал. Откако ќе направите план, тогаш и спроведете го!

Ако не сте сигурни како и со што - прашајте поискусен колега.

Содржината на овој учебник им е наменета првенствено на студентите по дентална медицина на Стоматолошкиот факултет во Скопје, студентите на Високата школа на Стоматолошкиот факултет, студентите од втор и трет циклус студии, забните техничари, бројните доктори по дентална медицина, како и на специјализантите и специјалистите од сите дентални гранки и сите други кадри кои имаат потреба од збогатување на своето знаење.

Со програмата на наставните предмети: *Дентални материјали*, *Технологија на заботехнички материјали I*, *Технологија на заботехнички материјали II* и *Стоматолошки материјали*, студентите се запознаваат со видовите на материјалите, како и со нивната клиничка и лабораториска употреба, при што се поттикнува способноста за анализирање и одбирање на најдобриот материјал за секоја клиничка и лабораториска задача. Содржината на предметите опфаќа разновидна тематика која ќе придонесе кон развивање на општите и специфичните компетенции на идните доктори по дентална медицина, забните и стручните забни техничари и сите други знаења и вештини од тоа подрачје.

Содржините во учебникот се според наставниот план и програма. Редоследот на детално опишаните материјали е истоветен со редоследот на фазите за изработка на протетичките надоместоци, и потребните материјали за наведените дентални дисциплини.

Во учебникот, на стручен јазик се опишани детално и карактеристиките на материјалите, индикациите и начинот на нивна употреба, од кои најголем дел се употребуваат кај нас, како и оние материјали кои во светот, во современите реномирани забнотехнички лаборатории и дентални ординации, кои се клинички проверени и прифатени.

Наставата се одвива во облик на предавања на самостоен предмет, како и по пат на интегрирана практична настава во други предмети: во претклинички и клинички вежби од Фиксна протетика, Мобилна протетика, Болести на забите и ендодонтот, Болести на

забите и пародонтот, Дентална имплантологија и Ортодонција, потоа во клинички вежби од Детска и превентивна стоматологија и Орална хирургија.

Учебникот е дополнет со фотодокументација, литературен преглед и други поединости.

Вредноста на наставниот текст од ваков вид ги покрива речиси сите дентални дисциплини која во интердисциплинарноста и поврзаноста со содржината одговара на претклиничките и клиничките предмети.

Тоа е резултат на концепцијата на предметот Дентални материјали-заботехнички и клинички и нивната употреба во сите дентални дисциплини.

Уште од 2008 година, овој учебник претставува континуитет на скриптите кои долги години се применува во изучување на денталните материјали на нашиот факултет. Низ годините, собирањето сознанија за потребата од изучување на денталните материјали го дополнуваа материјалот во учебникот сè до денешниот изглед.

На крај, на читателите им се обраќаеме дека денталните материјали-заботехнички и клинички секојдневно се усовршуваат. Поради тоа, денталните индустрии произведуваат дентални материјали со сличен или со ист состав, а со различно име во зависност од фирмата која ги произведува.

За сите оние дентални материјали кои во учебникот се помалку опишани или кои недостасуваат прифаќаеме позитивни сугестии кои ќе бидат вградени во понатамошниот изглед на учебникот. Воедно, им изразуваме благодарност на сите студенти и колеги за позитивните забелешки и критики.

Авторите

ЗАШТИТА ОД КОПИРАЊЕ

ЗАШТИТА ОД КОПИРАЊЕ

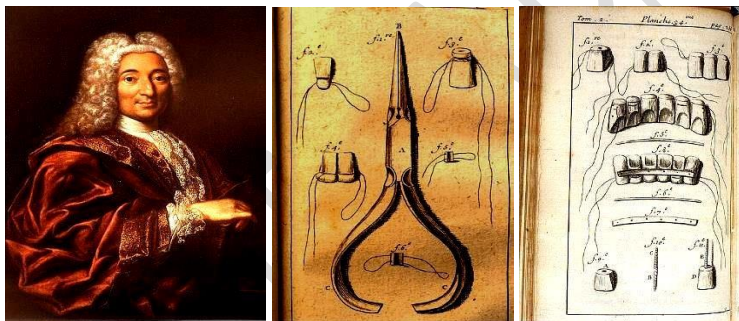
1. ВОВЕД

Технологијата на денталните материјали ги изучува материјалите кои се користат во денталната медицина. **Изучувањето** на материјалите опфаќа запознавање со нивниот состав, добивање, физички и хемиски особини, нивната примена и работата со нив како во лабораториски, така и во клинички услови. Исто така, таа го изучува и односот на материјалите кон ткивата во усната празнина и целиот организам.

1.1. Историја на дентални материјали

Денталните материјали како предмет во наставните содржини и научните истражувања е од поново време. Меѓутоа, интересот за материјалите постои од почетокот на забарството и стоматологијата, т.е. од времето на првите пронајдени златни забни надоместоци од времето на Феничаните (Phoenicians) и Етрурците (Etruscans), стари преку 2500 години.

Првото вистинско **научно дело** од областа на забарството го објавил Пјер Фошар (Pierre Fauchard), во 1728 година во Париз, под името “Le Chirurgien Dentiste”. Во неа за првпат е опишана техниката за изработка на вештачки заби од животински коски, фиксирани за преостанатите заби со помош на конец или свила. Првиот т.н. **заб на колче** кој подоцна е модифициран во Ричмонд корона (1868 г.) е опишан во 1746 год., од страна на Пјер Фошар.



Слика 1. Pierre Fauchard, 1728 год. Техника за изработка на вештачки заби; првиот т.н. заб на колче.

Историски гледано, првите материјали **за пломбирање** кои ги употребувал современиот човек од 17-тиот век, па наваму биле оловото и калајот. Од **цементите** меѓу првите биле користени бакарниот цемент, цинк-фосфатниот цемент и др. Понатаму со развојот на науката биле откриени: амалгамите, композитите, силикатите, изоситите и др.

Во **современата дентална медицина** се употребуваат **превентивни, корективни** и **реставративни** третмани. Според некои процени само за реставративни третмани во текот на секојдневната денталната практика лекарот троши од половина до три четвртини од работното време. Надоместувањето на забите (без оглед на причините на кој начин тие се изгубени), обично се изведува од естетски причини и/или за воспоставување на изгубената функција. Оттука произлегува потребата и важноста за познавање на својствата на забнотехничките и клиничките дентални материјали и технологијата на нивната примена.

Под **поимот** забнотехнички и клинички дентални материјали се подразбираат сите материјали кои се употребуваат во забнотехничката лабораторија во текот на изработката на надоместоците, или се употребуваат за разни дентални третмани (дисциплини), без оглед на тоа дали се за дефинитивна или привремена примена во устата на пациентот. Забниот техничар и докторот по дентална медицина дневно користат различни видови на материјали во мошне голем број за разлика од материјалите кои се употребуваат во која било друга професија.

Со цел успешно ракување со забнотехничките и клиничките дентални материјали во клиничката и лабораториската дентална медицина е неопходно да се познаваат нивните механички, физички, хемиски и биолошки својства, како и технолошките постапки при примената на одделни материјали. Поради тоа е значаен податокот дека темелните сознанија за материјалите ги црпиме од трите основни научни дисциплини: **физика, хемија и биологија**. При анализа на постоечките, како и при подобрување или барање на нови материјали е многу важно да се изедначат сознанијата од сите наведени подрачја на науката.

1.2. Барања-стандарди на дентални материјали

За постигнување на подобри и финансиски поприфатливи решенија, бројните производители многу сериозно и долготрајно ги преиспитуваат и подобруваат постоечките, но и истражуваат и пронаоѓаат нови материјали. При тоа, најчесто се исполнуваат строгите услови на истражувачката програма, со многу прецизни аналитички постапки. Понекогаш се појавуваат производи кои не поминале ваков строг пат на постапки за производство и проверка и истите доведуваат до несакани последици.

Со цел за заштита од такви материјали и последицата од нивната употреба се разработени разновидни постапки за вреднување на материјалите. Постојат бројни **национални и меѓународни стандарди** (ADA, ISO и др.) кои пропишуваат минимално прифатливи вредности за одделни својства кои треба да ги поседуваат некои видови на материјали. Во исто време, стандардите го пропишуваат и начинот на

проверување на својствата на материјалите. Во стандардите меѓу останатите се предвидуваат и постапки за експериментално и лабораториско вреднување што се однесува на научноистражувачките лаборатории. Од голема важност е да се одбере таков лабораториски начин на испитување на некои својства кои имаат смисла и кои можат да се доведат во врска со некои клинички барања.

Денталните материјали претставуваат дел од медицинските средства и како такви подлежат на одредени домашни и меѓународни прописи.

Донесување на одредени стандарди во областа на денталните материјали и нивната примена обезбедува квалитет кој ги заштитува и пациентите и здравствените работници; ги дефинира сите обврски на производителот на денталните материјали; ја комплетира соодветната техничка документација; учествува во единствено дефинирање на својствата на денталните материјали; обезбедува унифицирање на специјални мерни единици и опрема за испитување, и обезбедува единствен начин (унифициран) за прикажување на резултатите од одредени испитувања.

Директиви на Европска унија

Земјите-членки на ЕУ, во 1985 година го прифатиле новиот пристап кон стандардите и техничката хармонизација чија основна цел е сите национални стандарди да се прилагодат и унифицираат низ системот на ЕУ.

1. Директива за медицински средства 93/42 ЕЕЗ (ЕЕЗ)

Се однесува на производство, примена и пуштање во промет на сите медицински и дентални производи кои се наменети за дијагностицирање, превентива, мониторинг, лекување на болестите, повредите и деформитетите, како и надоместување на изгубените делови од телото.

2. СЕ знак

Декларација на производителот за ускладеноста на производот со релевантните директиви на ЕУ. За сите производи што се продаваат во земјите на ЕУ, СЕ знакот е обврзувачки и не треба да се сфати како маркетиншки или промотивен потег.

3. ISO стандарди за дентални материјали

Листата со ISO стандарди е долга и од неа можат да пронајдат одговори сите оние кои се бават со дентална практика, пациенти, истражувачи и други. Ниту еден стручен истражувачки труд од областа на стоматолошките материјали не може да се прифати за сериозен, доколку не е изработен според точно одредени стандарди. Производителите на дентални материјали поткрепа за својата работа наоѓаат токму во

овие стандарди и тоа уште од проектирањето и планирањето на новите производи, па сè до нивното тестирање.

- ISO стандарди од серијата 9000 (Меѓународни стандарди за квалитет)

Овие стандарди ги дефинираат основните принципи на работните функции, воведувајќи во компаниите (фабрики, клиники и др.) оптимална организација која дава поголем профит, намалени трошоци и обезбедува одредена предност на пазарот. Тргувајќи од фактот дека само „добри“ фирми можат да создадат добар квалитет на дентални материјали или нудат високо ниво на дентални услуги, следствено на тоа и резултатите од системот за квалитет, искажан преку **ISO** стандардите од **серијата 9000**, индиректно се рефлектираат и на денталните материјали.

4. GCP стандард (добра клиничка практика)

Претставува интернационален етички и научен стандард за дизајн, ракување, мониторинг, евиденција и известување за испитувања кои се спроведени врз пациенти. Со овој стандард им се обезбедува јавност, исправност и безбедност на испитаниците во склад со Хелсиншката декларација. Овој стандард може да се дефинира како кодекс за практика за клинички испитувања.

5. GMP стандард (добра практика на производителот)

Овој стандард претставува дел од проверка на квалитетот кој обезбедува производот да се произведе и контролира спрема стандардите на квалитетот кој одговара на нивната намена. **GMP** стандардот бара од производителот строго да ги почитува упатствата и редовно да го контролира процесот на производство во склад со научниот и технолошкиот напредок.

1.3. Класификација на материјали

Науката за материјалите се базира на три научни дисциплини, а тие се: **биологија**, **физика** и **хемија** кои имаат голем придонес во развитокот на денталната технологија.

Денталниот тим (доктор по дентална медицина, забен техничар и дентална сестра) ги користи денталните материјали во форма на **готови материјали** или **полуфабрикати**. Затоа во тек на работата секој од нив, во делокругот на својата работа треба да има познавање од основните својства, начинот на добивање, составот и правилниот начин на работа. Секако дека не треба да се заборава и еден важен момент, а тоа е дали материјалот врз живите ткива и организмот делува штетно или не?

Според особините, материјалите се делат на **неметали** и **метали**. Во денталната медицина се применуваат и двете групи. Денталните материјали се изработуваат од соодветни суровини, а во зависност од примената, суровината, составот и својствата им се различни. Изборот на суровини е многу важен и истиот треба да се прилагоди за да се добие материјал за одредена намена, а кој ќе се карактеризира со најдобри особини.

Според биолошките особини, денталните материјали кои се вградуваат се делат на:

- **биолошко толерантни материјали**, имаат извесно неблагоприятно дејство врз ткивата, што се совладува со заштитните реакции на организмот. Биолошката толерантност е поврзана со општата и локалната токсичност на денталните материјали. Тие се дел од металите/легурите, акрилатните и материјалите за оптурација.

- **биолошко инертни материјали**, немаат сооднос и влијание врз ткивата. Денталната керамика е биолошки инертна.

- **биолошко активни материјали**, имаат определено благопријатно дејство врз регенеративните и терапевтските процеси или ја зголемуваат резистентноста на ткивата кон предизвикувачите на заболувањето. Делуваат како медикаменти со долготраен ефект. Во оваа група спаѓаат: цинк-оксид-еугенол пастите, калциум хидроксилните и стаклојономерните цемента.

Според примената денталните материјали се делат на **помошни** и **вградувачки**.

Помошните материјали се користат во одредена фаза на работа и се поделени на **помошни клинички** и **лабораториски материјали**.

Помошните клинички материјали остануваат кратко време во усната празнина на пациентот, не претставуваат средство за лекување, но се неопходни за некои клинички фази при изработка на протетичките надоместоци. Во оваа група спаѓаат материјалите за отпечатување, материјалите за обработка и полирање (абразивни материјали).

Помошните лабораториски материјали, не се во контакт со организмот, туку се користат првенствено во забнотехничка лабораторија за техничка изработка на протетички надоместоци: гипс, восоци и огноотпорни материјали.

Вградувачки се оние кои се вградуваат во дефинитивните дентални надоместоци. Тие се основни материјали кои остануваат долго време во организмот како профилактичко и терапевтско средство. Во оваа група спаѓаат металите/легуриите, акрилатните и керамичките материјали, од кои се изработуваат метални и неметални протетички надоместоци, како и материјалите за оптурација: цементи, композитни материјали или амалгами со кои се третираат дефектите на тврдите забни ткива.

Според **конзистенцијата** денталните материјали можат да бидат **цврсти**, во форма на **прашок** и **течни**.

Според тоа **каде се користат** се поделени на материјали за **заботехничка лабораторија, клинички (за ординација)** или **комбинирани**.

Со напредокот на денталната наука и технологија, материјалите кои се применуваат во денталната практика, сè поуспешно го реставрираат изгубениот дел од забот, забните редови и меките ткива, но сепак тие претставуваат туѓо тело.

За еден материјал да биде прифатен и да може истиот да се применува во секојдневната дентална практика е потребно да ги задоволува **основните услови**:

1. Димензионална стабилност;
2. Мала специфична тежина;
3. Лесно да се обликуваат и обработуваат;
4. Лесно да се репарираат;
5. Лесно да се чистат и дезинфицираат;
6. Естетски да задоволуваат;
7. Биолошки да се подносливи од ткивата во кои се вградуваат или се во допир со нив;
8. Да имаат одредени стабилни физички и хемиски својства: постојаност, цврстина, мирис, вкус, нетоксичност, компактност;
9. Да бидат евтини.

Но, секогаш се поставува прашањето: Дали е пронајден таков материјал кој во целост ќе ги задоволи горенаведените барања?

1.4. Биокомпатибилност на дентални материјали

Биолошката подносливост на денталните материјали се проценува низ нивните **биофункционалност, биокомпатибилност** и **биодеградиција**.

Биофункционалноста на материјалите се отчитува низ нивната способност за извршување на предвидената функција низ одредено време.

Биокомпатибилноста е способност на материјалите во организмот да се однесуваат биолошки инертно. Тие мора да бидат нетоксични за пациентите,

терапевтите и техничарите. Не смеат да ги иритираат оралните и другите ткива, не смеат да предизвикуваат алергиски реакции и не смеат да бидат мутагени и канцерогени.

Биодеградацијата на материјалите ги означува промените на материјалот кои настануваат под дејство на средината во која се наоѓаат.

За темелна оценка на биолошката подносливост и ризик, освен физичко-технолошките критериуми на материјалите мора да се испитаат и токсиколошките, патолошките, алергискоимунолошките и биохемиските дејства.

Протетичките надоместоци во устата се подложни на **корозиски промени** зависно од составот, микроструктурата, обработката, комбинацијата на легурата, составот на плунката, концентрацијата на електролити, хигиената на устата, исхраната, дејствувањето на протеините, микроорганизмите и температурата во устата. Биолошката различност не може да се однесува во лабораториски услови, бидејќи плунката е променлив и непредвидлив електролит, а усната празнина е понекогаш многу агресивна средина. Причина за биолошко корозивното дејство се темели на ослободување на јонски компоненти од кородирачката легура.

Биокомпатибилност на дентални материјали

Сите дентални материјали кои остануваат различно време во устата на пациентот и се во непосреден контакт со живите ткива би требало да бидат биолошки подносливи.

Биолошко подносливите материјали не ги дразнат тврдите забни ткива, лигавицата и кожата и немаат локално или општотоксично дејство. Од медицинско-биолошки аспект, инертноста, неактивноста кон живите ткива претставува услов без кој користењето на материјалите не е возможно и покрај другите позитивни својства на употребуваните материјали.

Поим и значење на биокомпатибилноста

Многу материјали поседуваат различни својства кои ги прават биолошки инкомпатибилни за живите ткива. Модерната дентална медицина се занимава со **превентивна, корективна и реставративна** практика. Основна цел за реставрација на изгубените заби е враќање на нивната функција, естетика и превенција. Материјалот од кој се изработуваат протетичките надоместоци треба да биде нетоксичен, неиритациски, неканцероген и да нема алергиско дејство.

Во секојдневната дентална практика, денталните процедури се лимитирани од развојот и контролата на соодветните процедури и својствата на денталните

материјали. Оттаму се наметнува како императив секогаш да го почитуваме **основното правило** - барање, материјалите кои се употребуваат да не се **штетни**.

Особините, карактеристиките и својствата на денталните материјали се регулирани со **прописи на организацијата за стандардизација**. Секој производ (материјал, апарат, опрема) за да може безбедно да се користи мора да има ознака за стандардот со кој се регулира неговиот квалитет. Со тоа му се олеснува работата на лекарот (денталниот тим), а истовремено се заштитуваат и пациентите преку обезбедување на здравствена и правна заштита.

Условите што треба да ги исполни еден лек-материјал се усогласени со **ISO** и **FDI** стандардите.

Што означува поимот биокомпатибилност?

Биокомпатибилноста на материјалите се мери со согледување на нивната локална и системска токсичност, можноста да предизвикаат алергиски манифестации или способност да делуваат канцерогено врз живите ткива.

За еден дентален материјал да биде биокомпатибилен, треба:

- да не е штетен за пулпата и меките ткива на забите и устата;
- не смее да содржи токсични материи кои предизвикуваат системски токсични ефекти ослободени и апсорбирани во циркулаторниот систем;
- не смее да поседува потенцијално сензибилни материи кои можат да предизвикаат алергиски манифестации;
- не смее да има алергиски потенцијал.

Денталните материјали се внесуваат и се вградуваат во специфични услови во усната празнина во присуство на бактерии, плак, корозивни течности и флуиди. Сето ова укажува на непобитниот факт дека секогаш треба да се користат безбедни материјали.

Механичка дразба

Механичката дразба зависи од формата, големината и состојбата на површината на протетичкиот надоместок кој е во постојан контакт со живото ткиво. Ако протетичкиот надоместок е изработен точно според формата и големината на ткивото или органот кој го заменува и ако неговата површина е добро исполирана, при нормални услови, надоместокот нема механички да ги дразни живите ткива. Зголеменото цвакално оптоварување пренесено преку протезата може да предизвика механичка дразба, но тоа не е својство на материјалот.

Хемиска дразба

Со својот состав и соединенијата кои се формираат во усната празнина (растворени или дисоцирани во плунката или други течности), денталните материјали не треба да предизвикуваат локални хемиски дразби или општи токсични состојби. Олово и други метали не се користат во денталната медицина затоа што формираат отровни соединенија.

Живините пареи се силно отровни и им предизвикуваат професионални заболувања на докторите по дентална медицина, но во амалгамите тие се врзани со други метали и затоа не се опасни за пациентите.

Мономерот во акрилатните маси е силен клеточен отров, но по полимеризацијата преминува во биолошко поднослив мономер. Ако во протезата се појави неполимеризиран мономер, тој силно ја дразни лигавицата на устата. Сите материјали кои предизвикуваат локални хемиски дразби и општи токсични состојби, не се биолошки подносливи и тие не се користат во денталната практика.

Механичките и хемиските дразби на живите ткива можат да предизвикаат и други локални и општи состојби и заболувања. Кога ќе се наруши целината на епителната бариера, преку отворена врата, во организмот можат да навлезат различни микроорганизми и нивни токсини. Епителната бариера ја претставува покривката на телото, кожата и нејзините составни делови кои при нормални услови не ги пропуштаат штетните агенси од околната средина. Механичките или хемиските оштетувања на лигавицата во устата ја оштетуваат епителната бариера и можат да бидат причина за други заболувања кои немаат ништо со првобитната состојба.

Алергиски манифестации предизвикани од дентални материјали

Алергиски контактен дерматитис

Најчесто професионално заболување кое се јавува како резултат на контакт со одговорната супстанција. Првите клинички манифестации се појавуваат после 12-48 ч. (може и до 4 часа). Инкубациониот период е од 2 часа до неколку години и се јавува најчесто како резултат на директен контакт на алерген со кожата. Понекогаш тој процес не е едноставен и препознатлив.

Примери: Контактен дерматитис на очните капаци предизвикан од лак за нокти или крема за раце; алергиски контактен дерматитис предизвикан од мономерот на врзувачките средства (дисталните фаланги на прстите, палмарната површина на врвовите на прстите). Причина можат да бидат и акрилните лакови за нокти и акрилните компоненти на денталните цементи.

Алергија на латекс препарати

Алергија на латекс, реакција на латекс и реакција на акцелератори и антиоксиданси кои се користат во нивното производство, како тиурам (една од хемикалиите која се користи за производство на латекс производи и која предизвикува алергија), како и полиетерска компонента во гумени ракавици, се чести појави. Податоците од литературата укажуваат на фактот дека кај 6-7% од хирурзите е присутна алергија, а кај 42% доктори по дентална медицина и дентални сестри се манифестира како дерматоза (егзема), а поретко се јавува и вистинска алергија.

Забележани се и **системски реакции** на латекс ракавици и кофердам во вид на генерализиран ангионевротичен едем (болки во градите, исип на вратот и градите). Затоа е потребно да им се обрне внимание на сите латекс производи. Наместо нив по можност да се користат производи од винил или други системски полимери.

Алергичен контактен стоматитис

Тоа е најчест одговор на организмот на присуство на дентален материјал. Се јавува како **локална контактна лезија** или **реакција на оддалечени органи** (првутење на шаките и стапалата). Реакцијата зависи од составот на материјалот, присутните токсични материјали, производите кои се создаваат при распаѓање и концентрацијата на апсорбираните и акумулирани состојки итн.

Денталните материјали содржат многу компоненти кои се **познати алергени**: состојки на вештачки смоли, хром, кобалт, жива, еугенол, калофониум, формалдехид и др.

Метилметакрилатниот мономер дава токсични и алергиски реакции и затоа понекогаш диференцијацијата е тешка. И двете реакции имаат слична клиничка слика со оток и црвенило на слузокожата на устата.

Исти симптоми дава и **кандидата** и **механичкиот-травматски стоматитис** (од преекстендирани рабови на протезата и нерамни површини).

Исто така, **формалдехидот** кој е продукт на распаѓање на различни мономери (акрилати за база на протезата) и како составен дел на одделни лекови може да предизвика алергиски промени на слузокожата на усната празнина.

Некомплетната полимеризација на акрилатите и композитните материјали ослободува супстанции кои исто така можат да предизвикаат алергиски реакции.

Разни хемикалии како раствори за испирање на устата, забните пастии и слично, можат да предизвикаат алергија. Кај **златото** еден случај во еден милион може да се регистрира како сензибилизација на злато. Многу често се поставува и прашањето за **живата** во амалгамските пломби. Сè уште е актуелно прашањето за штетното дејство на живата, да или не за нејзина примена, дали може да предизвика труење или е само комерцијална пропаганда? Постојат голем број на студии каде е испитувано нивото на живата во крвта од кои може да се види: 0,7 ng/ml количина на жива најдена кај пациенти со амалгамски пломби, 0,3 ng/ml жива најдена кај пациенти без амалгамски пломби. Една група на научници утврдиле дека кај луѓе што една седмица јадат морска риба, количината на жива во крвта може да се искачи од 2,3 до 5,1 ng/ml. Долното ниво на жива во крвта кое доведува до рани симптоми во организмот е 35 ng/ml. Се поставува прашањето за оправданоста од промена на амалгамските пломби. Се смета дека 10% од женската популација е алергична на никел, кај машката се среќава само кај 1% (жените почесто доаѓаат во контакт со овој метал: накит, метални делови од облека). Според некои статистики, само 30% од пациентите со утврдена **алергија на никел** имаат интраорални промени од присуство на протетички надоместок изработен од никел-хром легури.

Берилиумот кој се среќава како додаток на денталните материјали е доста опасен и предизвикува воспалителни промени на белите дробови и појава на тумор. Парците и прашината при обработка на легури во чиј состав има берилиум се опасни за забните техничари. Затоа е препорачливо при работа со таков тип на легури да се применува посебна заштита. Во последно време берилиумот се исфрла од составот на легурите.

Тестови за потврдување на степенот на биокompatибилноста на материјалите

Првите истражувања за биокompatибилноста ги започнале Диксон (Dixon) и Рикерц (Richert) во 1933 година. Советот за дентални материјали, инструменти и опрема на

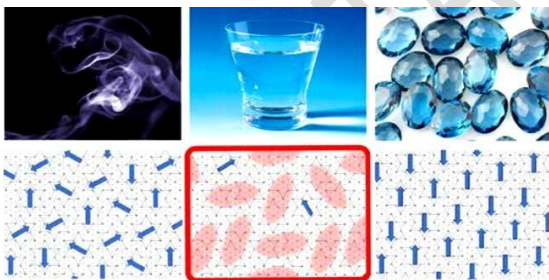
Американскиот национален институт за стандардизација (ANSI) и Американската дентална асоцијација (ADA) во 1972 година пропишале лабораториски испитувања за составот на денталните материјали, а во 1982 година излегол Амесовиот (Amesov) тест за испитување на мутагеното дејство. За оцена на биокompatибилноста на денталните легури, Светската дентална институција (FDI) и Меѓународната организација за стандарди (ISO) во 1984 година предложиле тестови за комплетна оцена на еден материјал. Тие се:

- **Иницијални тестови на ниво на клетка** кои опфаќаат анализа на цитотоксичноста, мутагеноста и хемолизата на еритроцитите;
- **Интермедијарни тестови на мали лабораториски животни**, тест за иритација на слузокожата, тест за осетливост на кожата и имплантациски тест;
- **Испитување на примати после патентирање**-претклинички и клинички испитувања.

Како заклучок, од еден биокompatибилен дентален материјал се очекува во устата да не предизвикува иритации, да не е подложен на биодеградација, да не е токсичен, да не предизвикува алергиски реакции и да не е канцероген.

2. ВНАТРЕШНА ГРАДБА НА МАТЕРИЈАЛИТЕ

Денталните материјали се сретнуваат во **три различни агрегатни состојби: гасна, течна и цврста** агрегатна состојба. При изработка на различен вид на протетички надоместоци тие се подложни на одредени хемиски и физички услови.



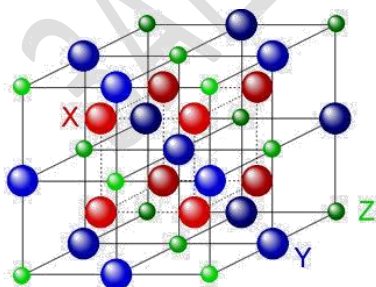
Слика 2. Агрегатни состојби на материјалите: гасна, течна и тврда.

Материјалите кои се во **цврста агрегатна состојба** можат да имаат **кристална** или **аморфна структура**. Металите и нивните легури, како и поголем број на органски и неоргански соединенија имаат **кристална** анизотропна структура која се карактеризира со определена закономерност во подреденоста на јоните, атомите или молекулите по вид, број, меѓуатомско растојание и местоположба во просторот. Имаат точно дефинирана форма и облик, како и точка на топење. Аморфните соединенија се

изотропни бидејќи атомите и молекулите не им се подредени на одреден начин и се наоѓаат во хаотична состојба-без ред.

Кристалната структура на соединенијата има практично значење бидејќи определува некои од својствата и особините на денталните материјали. Просторниот распоред на атомите е со геометриска форма/просторна кристална решетка која претставува основна-елементарна клетка на кристалното соединение. Таа може да има кубна, тетрагонална, ромбна, хексогонална и друга форма. Честичките кои ги градат кристалите во кристалната решетка можат да бидат: јони, молекули и атоми и затоа се разликуваат јонска, молекулска и атомска кристална решетка. Стабилноста на кристалната решетка зависи од температурата и притисокот. Технолошките особини на металите се во тесна врска со видот и карактерот на кристалната решетка. При рамно кубната, силите кои ги држат атомите се помали, а надворешните влијанија полесно ја деформираат кристалната структура. Централно кубната кристална структура е посилен, а најтешко се деформираат металите со хексогонална решетка.

Електроните во кристалната решетка слободно се движат и се одговорни за електричната и топлотната спроводливост на металите и нивните легури. Треба да се напомене дека во кристалните решетки на металите има поголем број на атоми и молекули отколку кај неметалите. Тоа ја објаснува и поголемата отпорност (за истегнување) на металите. При дејство на надворешна сила на едно тело, во зависност од кристалната структура, својствата на материјалот, големината на силата којашто дејствува и условите при кои дејствува (температура, правец и др.) структурата на телото може да се промени на различен начин. Силите кои ги држат атомите им се спротивставуваат на надворешните стрес компоненти кои имаат тенденција да ја разрушат структурата на телото.



Слика 3. Кристална решетка.

Кај објектите со кристална структура меѓуатомските сили се поголеми-посилни отколку кај телата со аморфна структура. По престанок на дејството на надворешната сила која предизвикува само меѓуатомско раздвижување, исчезнува и промената во структурата. Меѓутоа, ако дејството на надворешната сила продолжи и понатаму да дејствува, а особено ако и интензитетот и времетраењето се зголемени, тогаш настанува момент на зголемена меѓуатомска раздвиженост, при што кристалната структура се разрушува, а настанатите промени веќе не исчезнуваат и не се реверзибилни по престанокот на делувањето на надворешната сила. Како резултат на дејството на надворешните сили на еден материјал, истиот се деформира, се нарушува неговата внатрешна структура, со што кај него се јавуваат промени на одредени својства.

Соединенијата со аморфна структура се карактеризираат со **неправилан распоред** на кристалите и со неодредена големина на силите со кои се овие честички се врзани. Како резултат на ова, за разлика од соединенијата со кристална структура, аморфните соединенија немаат одредена температура на топење. При загревање аморфната материја најпрво омекнува и во одреден интервал на температурите, материјата станува пластична, а по преминувањето на температурниот интервал материјата се стопува.

Од сето ова *може да се заклучи* дека помеѓу структурата и својствата на материјалите има одредена заемност и закономерност што има големо значење при работата со денталните материјали во секојдневната практика.

3. СВОЈСТВА НА МАТЕРИЈАЛИТЕ

Материјалите кои се применуваат во денталната медицина односно во усната празнина секојдневно се подложни на механичко дејство предизвикано од мастикаторни сили и на други оптоварувања со различна големина и правец. Нормалната мастикаторна функција се обавува со сили од 10-30 kg, но при екстремни ситуации мастикаторните мускули можат да развијат сила и до 800 kg. Сите материјали кои се користат во усната празнина за подолг временски период треба да поседуваат определен минимум на механичка издржливост. Познавањето на големината на силите на цвакање е значајно за разбирање на механичките својства на денталните материјали. Напрегањето, деформацијата, цврстината, тврдоста, фрикцијата и трошењето се карактеристики на секој поединечен материјал, а се однесуваат на силите на цвакање.

Својствата на материјалите се поделени на **физички, хемиски и технолошки својства**.

3.1. Физички својства на материјалите

Физички својства на материјалите се: механички својства, вискозност, вискоеластичност, однесување на материјалите спрема топлина и оптички својства.

3.1.1. Механички својства

Механичките својства се едни од основните услови кои треба да ги поседуваат денталните материјали. Реставративните материјали треба да поседуваат механички својства еднакви или блиски со оние на ткивата кои ги надоместуваат.

- Цврстина

Се подразбира спротивставување на материјалот на дејството на надворешната сила која тежнее да предизвика промена на формата на материјалот. Големината на спротивставувањето зависи од силите кои ги одржуваат атомите и молекулите на материјалот. Доколку овие сили имаат поголемо влијание, дотолку материјалот ќе биде поцврст.

Под дејство на силите, атомите и молекулите можат да се приближуваат и оддалечуваат, да се разместуваат во просторот едни спрема други, но во рамки на првобитната положба. Ако по престанок на делувањето на силата атомите и молекулите ја заземат повторно првобитната положба исто како и пред делувањето на силата, тогаш материјалот го има својството на еластичност, а деформацијата се нарекува реверзибилна или еластична. Меѓутоа, кога силата делува и понатаму и се зголемува и премине преку определена граница тогаш доаѓа до деформација. После престанок на дејството на надворешната сила кај материјалот се јавува деформација, истиот се деформира и ова се нарекува иреверзибилна или пластична деформација. Ако силата продолжи да делува, материјалот продолжува да се деформира и на крај се разрушува неговата структура. Цврстината на материјалот се мери во килограм сила (kgs) на 1 cm^2 и на 1 mm^2 пресек.

- Еластичност

Претставува способност на едно тело да се врати во првобитната состојба по престанок на дејството на одредена сила. Материјалите се еластични до границата на еластичност која всушност го претставува максималниот можен внатрешен напон на материјалот пришто деформацијата е речиси целосна.

Сите тела имаат карактеристичен модул на еластичност. Ако некој материјал има поголем модул на еластичност, тогаш постои можност за помала деформација и со самото тоа е потврд. Во тек на обработката металите и легурите ги менуваат своите еластични особини.

Топлата обработка ја смалува, а ладната обработка ја зголемува нивната еластичност.

Еластичноста на материјалот зависи од структурата на металите и легурите. Крупнозрнестата структура е помалку еластична, отколку ситнозрнестата структура. **Со методот на облагородување на металите и легурите, тие ја зголемуваат својата еластичност.** Еластичноста како особина на материјалите кои се применуваат во деналната медицина е посебно важна за материјалите со кои се зема отпечаток од подминирани места во усната празнина. Исто така, еластичноста е важна особина и на материјалите од кои се изработуваат фиксните и мобилните протетички надоместоци, како што се плочите и лаковите кај скелетираните метални протези, кукачките и мостовите со поголем распон.

- Резилиентност

Резилиентност (резилиенција-еластичност) и цврстина се величини кои се однесуваат на енергијата по единица волумен потребна за некој материјал да може да ја прими пред да почне пластично да се деформира, односно енергија потребна за да дојде до кршење. Цврстината може да се дефинира и како мерка за отпорност на материјалот кон кршење. Овие две својства се однесуваат на површината под кривата на напрегање-деформација и затоа претставуваат енергија потребна да дојде до гранична деформација. Вредноста на овие величини е множење на напрегањето и деформацијата. Два материјали можат да имаат иста вредност за еластичност, но различни за цврстина. Оваа особина треба да ја имаат одредени материјали, како што се материјалите за подложување на базата на протезата. Користејќи ја својата резилиентност, од овие материјали се очекува во моментот на делувањето на силата да прифатат поголема количина на енергија и да се деформираат, но само во границите на еластичната деформација, за да можат повторно да се вратат во првобитната состојба, односно по престанокот на дејствувањето на силата.

- Пластичност

Својство на материјалите трајно да се деформираат под дејство на надворешна сила која ги надминала границите на еластичност.

Колку е поголема трајната деформација, толку и материјалот е попластичен.

- Жилавост

Жилавоста е одредена со енергија по единица волумен која материјалот може да ја прими пред да се скрши. При ненадејно делување на сила се зголемува напонот пришто доаѓа до неможност енергијата рамномерно да се распореди. Тогаш некои

молекули се поместуваат и се образуваат микропукнатини кои можат да предизвикаат кршење на материјалот, ако истиот нема одредена жилавост.

- Тврдост

Способност на материјалот да му се спротивстави на продорот на некој предмет при што не доаѓа до разорување на материјалот.

Во индустријата секојдневно се користат следните **методи за мерење на тврдината**: за **металите** и **легуриите** најчесто се изнесуваат податоци за тврдина според **Бринел** (*Brinell*) и **Викерс** (*Vickers*), а за **неметалите** според **Кноп** (*Knoop*).

Ако металот е подложен на ладна обработка (ковање, валцање, извлекување во форма на жица), тогаш неговата тврдост се зголемува. Легуриите имаат поголема тврдост за разлика од компонентите од кои е составена легурата. Денталните легури треба да бидат тврди, но и преголемата тврдост не е пожелна, бидејќи можат да им предизвикаат абразија на природните заби.

3.1.2. Вискозност

Вискозност на течност претставува отпор на течноста спрема протокот. Оваа карактеристика се сретнува кај материјалите кои се наоѓаат во течна состојба. Вискозноста е својство кое покажува колку течниот флуид му се спротивставува на течењето.

За ова спротивставување на течењето одговорни се меѓумолекуларните сили. Нивното дејство се манифестира преку силите на вискозното (внатрешното) триење кое му се спротивставува на движењето на еден слој во однос на друг. Се изразува со коефициент на вискозност. **Единицата за вискозност е $Pa \cdot s$** (паскал секунда). Многу дентални материјали се формираат со мешање на крути материји со течност. Денталните пасти прво се обликуваат, а потоа се стврдуваат. Формирањето на пастите вклучува промена на вискозноста со тек на време и одредување на еластичниот модул во постапката на стврдување. Во оваа постапка, која зависи за вискозноста на материјалот и течноста разликуваме време потребно за припрема на денталната паста или материјал и време на стврдување. Во тој временски период вискозитетот на материјалот се менува.

3.1.3. Вискоеластичност

Општо кажано, цврстите тела се еластични, а течностите се вискозни.

Меѓутоа, под одредени услови и цврстите тела можат да течат, а кај одредени течности може да се сретне еластичност. **Материјалите кај кои можат да се сретнат и двете особини, еластичност и вискозност, се нарекуваат вискоеластични.**

Вискоеластичната деформација **зависи од брзината на оптоварувањето и растоварувањето на материјалот.** По правило, колку е поголема брзината на оптоварување, толку еластичната компонента е подоминантна. Ова се среќава кај еластичните материјали за отпечаток кои спаѓаат во вискоеластични материјали. Отпечатокот се формира споро, а се одвојува со брзо движење. Поради тоа е пожелно при формирање на отпечатокот да доминира пластичната компонента на деформацијата, додека при одвојување на отпечатокот треба да доминира еластичната компонента (при одвојување на отпечатокот не треба да се промени претходно постигнатата пластична деформација).

3.1.4. Однесување на материјалите спрема топлина

Што се однесува на оваа особина на материјалите, секогаш треба да ги разликуваме термините **температура** и **топлина**.

Температурата претставува степен на загреаност на материјалите и се изразува во бројка на Целзиусовата или скалата според Келвин.

Топлината е облик на енергија и се изразува во Џули.

Топење и вриење

При загревање на тврдо тело амплитудата на топлотните движења на атомите и молекулите се зголемува и при определена температура тоа започнува да се топи и преминува во течна состојба. Процесот при кој тврдото тело преминува во течна состојба се нарекува **топење**, а температурата при кое се топи телото се нарекува **температура** или **точка на топење**. Ако и по топењето температурата се зголемува, тогаш при определена температура течноста започнува да врие и брзо да испарува. **Точката на вриење** останува постојана сè до комплетно испарување на течноста.

При обратен процес, кога пареите се ладат, тие имаат форма на течност при температура на вриење, а при температура на топење течноста повторно преминува во тврда состојба. Некои материјали при загревање во тврда состојба веднаш почнуваат да испаруваат без да преминат во течна состојба. Тој процес се нарекува **сублимирање** (сублимација).

Процесот на топење се користи при **обработка на металите-легуриите**: температура до 650°C -лесно топиви; температура до 1200°C -средно топиви; температура над 1200°C -тешко топиви.

а) топлотно ширење и виткање

При загревање и ладење телата обично си ги менуваат и линеарните димензии (се шират и свиткуваат). Ширењето и виткањето зависат од промените во топлотните амплитуди на атомите. Топлинското ширење и виткање на денталните материјали има големо практично значење бидејќи од него зависи прецизноста на отпечатоците, на гипсените модели, на металните одливки итн. Во мали температурни граници ширењето и виткањето немаат поголемо значење, затоа што се пропорционални со температурата. Денталните материјали се шираат и виткаат како резултат на хемиски и физички процеси, како на пр., кога ќе се најдат во услови на постојана влага и други агенци.

б) топлотно напрегање

Се јавува **кога материјалот се загрева или лади, а не му е овозможено да се шири или пак собира-контрахира.** Топлинското напрегање на материјалот е дотолку поголемо, доколку е помалку еластичен, односно ако има поголем модул на еластичност. Доколку ова топлотно напрегање ја надмине границата на еластичност и цврстината на материјалот, се јавува иреверзибилна деформација или кршење на материјалот.

в) топлотна спроводливост

Во тек на работата со материјалите (ладење по топење, при нивно обликување, обработка итн.) и нивната задршка во устата, температурата не е иста во сите делови на материјалот. Од топлотната спроводливост на материјалот и од самата температура (степен), зависи колку бргу ќе се пренесе топлината од топлите зони кон ладните зони. Материјалите кои имаат добра спроводливост на температура, се со евидентно помалку штетни влијанија на температурните разлики (нерамномерното загревање или ладење). Добра топлотна спроводливост е посакувана кај материјалите од кои се изработува базата на протезите (и се овозможува на слузокожата под базата на протезата термичка сензација и ладење). Од друга страна пак, пулпата би требало да биде заштитена од таквите сензации и затоа материјалите кои се применуваат при ставање на подлоги, пломби, врзувачки средства би требало да имаат слаба топлотна спроводливост.

г) Електроспроводливост

Металите се добри спроводници на струја-електроспроводници. По правило овие материјали не би требало да се употребуваат, но условите диктираат сè уште голем дел од конструкциите да се изработуваат од метал/метални легури. Денес сè поголема е

интенцијата за изработка на дентални надоместоци без присуство на метал, односно безметални конструкции. Во нашата секојдневна практика за да се избегне оваа особина на металите, металните пломби, микропротезите, коронките и др. се изолираат од живите ткива со цемент и акрилатни маси.

3.1.5. Оптички својства

Оптичките својства на денталните материјали се од посебна важност, затоа што тие материјали треба да ги задоволуваат високите естетски критериуми. Уметност и цел е да се одреди бојата и изгледот на забот како да е природен. Перцепцијата за боја е резултат на физиолошкиот одговор на физичката дразба и претставува субјективно доживување. **Видливата светлост е мал дел од електромагнетскиот спектар** во подрачје од 380 до 760 нанометри (nm).

Видливата светлост е мешавина на бои, а разликуваме **три основни бои**: сина, зелена и црвена, додека сите останати бои претставуваат нивна мешавина. Кога светлината паѓа на површината доаѓа до **пропуштање** (трансмисија), **апсорпција** или **распрснување** (одбивање) на светлината. Материјалот е **просупен (транспарентен)** кога пропушта светлост. Зракот на светлината ги менува правците на границите помеѓу два материјали. Треба да се нагласи дека со прекршување на светлината доаѓа до рефлексија на површината на материјалот.

Непросупните материјали ја апсорбираат светлината. **Непросупност (опацитет)** е својство на материјалот кое означува **непропуштање на светло**. Кога доаѓа до рефлексија на целокупниот видлив спектар предметот изгледа бело, а кога сите бранови должини подеднакво се апсорбираат предметот е црн. Кога се апсорбираат сината, црвената, портокаловата, жолтата и виолетовата светлина предметот во рефлектираното видливо светло изгледа зелено.

Распрскување на светлината се случува кај материјали кои содржат мали честички со различен индекс на кршење од матрицата во која честичките се распрскани. Дел на светлината минува низ таков материјал, а дел се распрскува. Таквиот материјал се нарекува **транслуцентен (матен, непросупен)**.

Природните заби апсорбираат светлина во браново подрачје од 300 до 400 nm (ултравиолетова светлина). Енергијата која забот ја апсорбира преминува во светлина со голема бранова должина (450 nm), така што забите на некој начин претставуваат извор на светлина. Тој феномен се нарекува **флуоресценција**. Некои композитни материјали и дентални керамики содржат флуоресцентни составни делови (елементи на ретки минерали), за подобро да ја репродуцираат структурата на природниот заб.

Боја и блесок е својство на материјалите да имаат карактеристична боја и блесок според кои се разликуваат меѓу себе. Металите имаат **метална боја** која е постојана, а се должи на кристалната структура. Таа зависи од чистотата и примесите од други метали, но и од дебелината на металниот слој. Златото има жолта боја, но со додавање на 10% платина тоа побелува. Металниот блесок-одблесок претставува оптички израз на движењето на слободните електрони. Во денталната медицина бојата на материјалите помага да се определи чистотата и примесите, но истовремено и нашиот однос кон тоа од естетска гледна точка. Глатката-мазната површина и блескавоста на материјалот имаат важно хигиенско значење, бидејќи добро исполираната површина задржува минимални остатоци од храна и микроорганизми.

Естетски барања од материјалите

Санирањето на изгубените заби во вилично-лицевата регија има големо значење за цвакањето, говорот, голтањето и дишењето, но во повеќето случаи бојата, формата, големината и пропорционалноста на изработените дентални надоместоци играат важна улога во естетиката.

Најдобри естетски резултати се добиваат ако се применат оние дентални материјали кои имаат адекватна боја на забите, гингивата, кожата и др. Денешниот развој на технолошкиот процес овозможува безброј комбинации на бои кај керамичките и акрилатните материјали. Современата лабораториска и клиничка технологија познава многу методи и средства за обезбедување на скоро идеална естетика. Изборот на соодветна боја и нијанси не е лесен и бара од докторот по дентална медицина и забниот техничар развиено високо естетско чувство. Изборот и успешноста на дефинитивната изработка ја отежнува огромното разнообразие на нијанси на бои кои се преливаат и се блиски една до друга. На ова има големо влијание и вештачката светлина која на различен начин има и различен естетски ефект. Освен тоа **бирањето на боја по стандарден клуч** (при лабораториска изработка, кога забниот техничар не го познава пациентот, неговата возраст, боја на лицето, косата, очите, кожата и др.) ја отежнува работата и понекогаш е причина за неуспех.

Секоја **боја ја карактеризираат** 3 особини:

- **тон на боја** - во секојдневието се нарекува боја (жолто, црвено. сино итн.);
- **заситеност на боја** - на неа влијае застапеноста на доминантната бранова должина (односно застапеноста на другите бранови должини);
- **светлина на бојата** - (важен е коефициентот на рефлексивност).

Бојата на предметот зависи од светлината која паѓа врз него, особините на предметот и физиолошката реакција на набљудувачот. Влијанието на светлината која паѓа на предметот зависи од изворот на светлина (сијалица-обична, флуоресцентно светло). Различни извори на светлина емитираат светлина со различен спектар. Секој осветлен предмет рефлектира, апсорбира и врши трансмисија на светлината, но нивниот процент е различен кај секој предмет.

Пропусни предмети пропуштаат голем дел од светлината што паѓа врз нив (имаат голем коефициент на трансмисија).

Непропусни предмети воглавно ја рефлектираат или апсорбираат светлината (голем коефициент на рефлексија или апсорбција, а со тоа и мал коефициент на трансмисија). Овие коефициенти се зависни и од брановата должина на светлината која паѓа на предметот. Материјалите кои делумно ја пропуштаат светлината и ја расејуваат истата, се нарекуваат **транслуцентни**. Транслуцентноста им е важна карактеристика на денталните надоместоци, бидејќи природните заби се транслуцентни.

Природните заби се и **флуоросцентни** (глеѓ). При апсорпција на светлина со соодветната бранова должина, атомите и молекулите на флуоросцентните супстанции се активираат и тие се враќаат во основната состојба, директно или преку некоја меѓусостојба. Тогаш емитираат светлина која во однос на апсорбираната светлина е со поголема бранова должина. Глеѓта ги апсорбира ултравиолетовите зраци, а емитира виолетова светлина која заедно со светлината која се рефлектира на површината ја одредува бојата на забот.

Бојата во зависност од набљудувачот

Впечатокот за бојата на предметот зависи и од набљудувачот. **Индивидуалната осетливост на боја** не е иста ни кај сите луѓе кои добро ги разликуваат боите. Бојата на соседниот предмет, заморот, долговремена стимулација со една боја може да влијае при изборот на бојата на забите. **Метамеризам е појава кога бојата на два предмети под исто осветлување изгледа слично или исто, но под друго осветлување се разликува.** **Несоодветно осветлување** во ординација или во забнотехничка лабораторија може да биде причина за избор на несоодветна боја на денталниот надоместок и природните заби. Затоа е потребна стандардизација на осветлувањето во просториите.

Влијание на формата врз оптичките својства

Некои дентални материјали се оформуваат и моделираат директно во устата и успехот од нив зависи исклучиво од способноста и естетското чувство на докторот по дентална медицина. Други материјали (метал, керамика, акрилат) се оформуваат и моделираат во лабораторија и за нив треба да се дадат точни и прецизни упатства за да не се изгуби индивидуалноста на формата.

Влијание на големината врз оптичките својства

Изгубените ткива и органи во вилично-лицевата област се реставрираат во естетски индивидуална големина. Можни се отстапки само во случаи кога треба да се затскријат некои комплицирани дефекти. Материјалите кои се користат можат да се обработуваат во потребната форма, но крајните резултати зависат од знаењето, умешноста, желбата и естетските чувства на докторот по дентална медицина и забниот техничар.

Влијание на пропорционалноста врз оптичките својства

Меѓу забите кои се наредени во еден забен ред, меѓу двата забни реда, меѓу забите и лицето на пациентот постои **индивидуална пропорционалност**.

Анализата на бојата, формата и големината на забите одлучува за воспоставување на индивидуалната пропорционалност. На тој начин ги осигурува крајните резултати од естетска гледна точка.

За естетска реставрација на мастикаторниот апарат и вилично-лицевата област (за да се обезбеди сосема точна и потполна реставрација на изгубените заби со протези од аспект на боја, форма и големина), некои автори утврдиле дека е потребна колекција од околу 400.000 гарнитури на вештачки заби.

Промените кои се јавуваат кај денталните материјали во однос на бојата, формата и големината после нивното поставување во устата, се должат на дополнителното обојување од храна и лекаства, пушење, хемиски и електрохемиски процеси, механичка абразија и др.

3.2. Хемиски својства на материјалите

Денталните материјали, како и сите други материјали се изградени од **атоми** кои ги одредуваат нивните својства односно природата, распоредот и нивната поврзаност. За подобро запознавање на својствата (особините на денталните материјали кои се применуваат во денталната практика), е потребно познавање на структурата на атомите, видовите на хемиските врски и меѓумолекуларните сили кои ги поврзуваат.

Хемиските елементи се сместени во Периоден систем на елементи. Во Периодниот систем на левата страна се наоѓаат металите, а на десната страна се неметалите. Од **109 елементи во Периодниот систем**, за околу 85 може да се каже дека се метали. Во денталната медицина металите заедно со керамиката, композитите и полимерите, претставуваат едни од најважните компоненти кои се применуваат за реставрација на изгубените заби и потпорни ткива.

Денталните материјали најчесто се сложени супстанции кај кои се разликуваат два вида на врски. **Врските** кои се создаваат внатре во молекулите се нарекуваат **примарни валентни врски**, а тие се: јонска, ковалентна, координативна и метална врска.

Вториот тип на врски се оние кои **се наоѓаат помеѓу молекулите или т.н. меѓумолекуларни сили**, во кои спаѓаат Ван дер Валсови и дисперзивните Лондонови сили. Најважна меѓу нив е водородната врска.

Во секојдневната практика, некои од денталните материјали се внесуваат во устата во тврда состојба (коронки, мостови, протези), а други се внесуваат во пластична односно во вискозна состојба, за да ја можат директно да се оформат во зависност од намената. Материјалите во устата најчесто се стврдуваат како резултат на хемиска реакција.

Во основа постојат **три типа на хемиски реакции** под чие дејство материјалите се стврдуваат:

1. Неутрализација

Тоа е реакција меѓу киселина и база при што се добива вода и сол. Добар дел од денталните цементи се стврдуваат како резултат на оваа реакција.

2. Хелатација

Реакција при која се формираат хелатни соединенија кои ѝ припаѓаат на групата на комплексни соединенија. Такво соединение се создава при реакција на врзување на цинк-оксид-еугенол препаратот кој има широка примена во повеќе области од денталната медицина.

3. Полимеризација

Полимерите се соединенија со голема молекулска маса чија структура е составена од голем број на мали едначни делови-мономери. Процесот во кој настануваат полимери се нарекува полимеризација, а се состои од низа на постапки. Две молекули на соединението реагираат и даваат димер, димерот реагира со трет молекул и дава тример итн. Претворањето на мономерните молекули во полимер може да се изведе на два начини: со адициона реакција и со кондензациона реакција.

Конзервативните полнења, протезите и сите видови апарати кои се поставуваат во устата, треба да бидат изработени од такви материјали на кои не делуваат плунката, храната и други постојани фактори во устата. Тие не треба да предизвикуваат хемиски и електрохемиски повреди на живите ткива и органи.

За време на лабораториската и клиничката обработка на материјалите и нивното делување во устата, тие се изложени на хемиски и електрохемиски влијанија и промени. Металите

оксидираат на воздух, а се обработуваат со киселини и други хемиски средства. Акрилатите се менуваат за време на полимеризацијата.

Некои отпечаточни маси и маси за вложување се менуваат во текот на нивната припрема, затоа што процесот на врзување се должи на хемиски процес кој им ги менува хемиските својства. Материјалите од кои се изработени протезите во устата се изложени на постојано влијание на плунката како растворувач и електролит, различна храна, лекови и др.

Хемиските и електрохемиските својства на денталните материјали зависат од нивниот состав и промените кои настанале за време на нивната обработка со разни методи.

3.3. Технолошки својства на материјалите

Лабораториската и клиничката обработка на денталните материјали е поврзана со користење на **различни методи на работа**. Свкупноста на тие методи се нарекува **технолошки процес** или **технологија**.

Ковност

Способност на материјалот да може да се обработи (оформува) со ковање во ладна или топла состојба. Со ковањето се менува металниот предмет и му се дава саканата форма која ја задржува и после ковањето.

Кртите метали-легури не можат да се обработуваат со ковање бидејќи веднаш пукаат ако се оптоварат над границата на својата еластичност.

Металите и легурите имаат најголема способност за деформација во леана состојба. Со ладната обработка оваа нивна способност опаѓа. Златото и среброто во однос на ковноста и издолжувањето се на прво место за разлика од другите метали.

Отпорност кон абеење (абразија)

Под поимот абеење или абразија на еден материјал се подразбира неговото трошење при триење со друг материјал. Овој поим е од голема практична важност во денталната практика особено кога се работи за триење на разновидни или материјали со различна тврдост. Абразијата е честа појава во текот на носењето на протетичките надоместоци.

Абеењето е всушност механичко трошење на површините кои меѓусебно се во допир и се тријат пришто доаѓа до откинување на честичките од површините кои се тријат.

Лепливост

Лепливоста е својство на цементите и акрилатите и има механички карактер. Течниот цемент (киселината) ги раствора сите нерамнини на површината на тврдите забни супстанции и неполираните делови на фикснопротетичкиот надоместок. По стврднување на цементот неговите израсстоци навлегуваат во нерамнините на тврдите забни супстанции и на самиот фиксен надоместок и осигуруваат добра механичка ретенција.

Агрегатна состојба

- **гасна форма**, се карактеризира со хаотично движење на атомите и молекулите и нема практично значење во денталната медицина.

- **течна состојба**, материјалите немаат определена форма (ја имаат формата на садот во кој се наоѓаат), но имаат определен обем.

- **тврда состојба**, имаат определена форма и облик. Се делат на две групи: вистински тврди тела и тела кои се наоѓаат во тврда состојба.

Металите имаат кристална структура и се вистински тврди тела. Восокот и стаклото при нормална температура се во тврда состојба, но не се вистински тврди тела. Тие се всушност изладени течности со силно зголемено внатрешно триење кои не ја менуваат својата хаотична структура кога преминуваат од тврда во течна и од течна во тврда состојба.

Тврдите тела без оглед дали се вистински тврди тела или се наоѓаат во тврда состојба под дејство на температура и надворешни сили се менуваат на најразличен начин. Затоа при нивната секојдневна обработка треба да се користат податоците за агрегатната состојба, структурата и технолошките методи при процесот на работа.

Имбибиција

Некои дентални материјали имаат особина да примаат (впиваат) течност, да набабрат, имбибираат. Металите и порцеланот не имбибираат плунка во усната празнина додека акрилатите ја имбибираат. Имбибацијата започнува веднаш по поставување на протезата во устата и постигнува максимум следните 90-100 дена. Кога акрилатите се оставени во сува средина во зависност од температурата тие ја испуштаат водата како резултат на испарување.

Имбибицијата е непосакуван процес за денталните материјали. Имбибираната течност ја менува внатрешната напнатост на акрилатот и делува на бојата во смисла на промена на бојата на површината на протезата.

Растворање и сорпција

Растворањето на материјалот во устата и **сорпцијата** на течноста (вода или плунка) на материјалот се важни својства кои ја одредуваат нивната употреба. Сорпцијата на вода претставува количина на вода која се **атсорбира** на површината, но се **апсорбира** во внатрешноста на материјалот. Растворањето и сорпцијата можат да се изразат на два начини: како *тежински процент* на растворена или атсорбирана материја или како *тежина на растворена или атсорбирана материја* по единица површина на материјалот, mg/cm².

Времето на стврднување на материјалот е одредено со видот и начинот на хемиската реакција. Тоа не означува довршување на реакцијата, туку се однесува на молекулските промени кои можат да траат и по стврднувањето.

Квасењето е мерка за привлекување (афинитет) помеѓу течностите и површините на материјалот. Квалитетот на квасење се одредува преку ширење на капките по површината на материјалот.

Атхезија е врзување на различни материјали. При контакт на две материи молекулите на едната материја се врзуваат со молекулите на другата, а појавата се нарекува атхезија. Кога се работи за врзување на молекули од ист вид зборуваме за кохезија. Врзувањето може да биде хемиско и механичко.

Хемиската атхезија подразбира врзување на атомско или молекуларно ниво, а **механичката атхезија** е резултат на пенетрација на една фаза (материјал) во површината на другата. Честопати двете атхезии се случуваат истовремено. Атхезијата е важно својство на материјалите за пломбирање и цементирање.

Трајноста на денталниот материјал е поим кој зборува за временскиот период во кој не доаѓа до промена на квалитетот на материјалот. Трајноста зависи од температурата, влажноста и времето на складирање.

4. ОСНОВИ НА БИОМЕХАНИКА

4.1. Вовед

Биомеханиката подразбира примена на механика во биолошки системи. Цела низа на природни науки се засноваат на биомеханичките закони, како на пример, ортопедија, хирургија, антропологија, кинезиологија, биологија, ветерина и дентална медицина.

Во деналната медицина компонентите на орофацијалниот систем на пациентот се наоѓаат во постојана меѓусебна интеракција, правејќи истовремено и меѓусебен однос и со механичките законитости. На ова треба да се додаде и фактот дека протетичките надоместоци на разни начини се прицврстуваат за преостанатите заби во зависност од технологијата и начинот на изработка. Со самото тоа, при дејството на силите на мастикација на различни видови денални материјали, кај надоместоците (пломба, коронка, мост, имплантат, подвижна протеза или ортодонтски апарат), спектарот на биомеханичките случувања е разновиден. Спектарот зависи од нивниот состав, изгледот, физичките, хемиските, термичките и технолошките својства.

Биомеханиката покрива различни подрачја почнувајќи од динамика на флуиди, пренос на маса и топлина, анализа на напрегањата, па сè до одредување на механичките својства. Подрачјата на проучување на биомеханиката на орофацијалниот систем опфаќаат истражување и проучување на механичките напрегања во физиолошки и во патолошки состојби како реакција на оралните ткива, но и од материјалите од кои се изработени надоместоците.

Правилно поставената индикација за употреба на соодветен материјал овозможува деналната работа да ја вклучи и процената на биолошката состојба. Кон неа треба да се прилагоди и технолошкиот дел од работата кој треба да ја исполни својата терапевтска функција.

Оптималното цвакање (оптималната биомеханика), **фонетските** и **естетските барања** се најважни барања кои се поставуваат пред докторот по денална медицина за изработка на сите денални изработки, а посебно на протетичките. За да се разбере односот на деналниот надоместок (направен од различни материјали) и забите на кои се прицврстени, но и степенот на оптоварување во устата, е неопходно да се појаснат основните поими на механичките својства на материјалите.

4.2. Напрегање и негови темелни облици

Напрегањето може да се дефинира како одговор на телата или материјалите кон дејството на надворешна сила, создавање на внатрешна сила во материјалот или телото, еднаква по интензитет, а спротивна по насока на делување од надворешната сила. Напрегањето се мери во паскали (Pa) и претставува дејство на сила од 1 Њутн (N) на површина од 1 метар квадратен (m²). Силата поделена со попречниот пресек на површината на која дејствува се мери со големината на напрегањето. Материјалот на напрегање реагира со деформација, т.е. поместување на атомите и молекулите во својата структура што доведува до промена на обликот и величината. Затоа крутите материјали се деформираат малку, а меките повеќе. Модулот на

еластичност (E) е физичка константа на материјалот зависна од цврстината и меѓуатомските и/или меѓумолекуларните врски во кристалната или аморфната структура на материјалот. Модулот на еластичност е мерка за крутост на материјалот. Графиконски претставено го означува односот меѓу напрегањето и истегнувањето во еластичното подрачје на дијаграмот на напрегање - истегнување.

Темелните облици на напрегањето и одредувањето на механичките својства се важни за денталната клиничка практика, а посебно при употребата на материјалите. Во овие облици на напрегање се вбројуваат напрегање под притисок, при извлекување и напрегање при смолкнување. Внатрешната отпорност на силите во телата кои сакаат од едниот дел да го подлизнат кон другиот дел се дефинираат како напрегање при смолкнување. Внатрешната отпорност на силите во телата кои сакаат да го намалат притисокот се дефинира како напрегање под приисок, а напрегање при извлекување се дефинира како внатрешна отпорност на силите во телата кои сакаат да го растргнат.

4.3. Еластичност и вискоеластичност на материјалите

Модулот на еластичност е мерка за крутост на материјалот. Тоа е однос меѓу напрегањето и истегнувањето на материјалот. Колку е модулот на еластичност (E) поголем за некои материјали за други тоа е истегнување (ϵ), па затоа е потребно поголемо напрегање (σ). Напрегање поголемо од границата на развлекување предизвикува и еластична и пластична деформација која претставува трајна и иреверзибилна состојба на материјалот.

Границата на развлекување е вредноста на напрегање над која материјалот останува трајно изобличен. Кога целиот материјал со својата еластичност веднаш ќе се врати во првобитниот облик и положба, тогаш по престанок на дејството на напрегањето доаѓа до еластично однесување на материјалот. Во случаи кога враќањето на обликот на материјалот оди споро или ако постои трајна деформација макар и во минимален процент, тогаш станува збор за вискоеластично однесување на материјалот. Многу еластични материјали за земање на отпечаток се високоеластични до одредени граници и можат да се деформираат ако се извадат од устата пред времето на стврднување. Во такви случаи постапката за земање на отпечаток треба да се повтори за да се добие прецизен работен модел.

4.4. Жилавост

Жилавост е способност на материјалот да го разградува стресот со пластична деформација и на тој начин да ја зголеми отпорноста на

материјалот кон кршење. Способноста на материјалот да се деформира пластично, пред да дојде до кршење, се нарекува пластичност или цврстина на истегнување. Спротивно на тоа, својство на материјалот да се крши без предходна пластична деформација се нарекува кршливост. Жилавоста е, значи, мерка за дуктилност. Според тоа, материјалите со ниска жилавост не се дуктилни, туку кршливи.

На жилавоста на челикот и другите материјали влијае првенствено работната температура (работни услови) и видот на материјалот (хемиски состав, нечистотии во материјалите, микроструктура, термичка обработка и друго).

Важно е да се напомене дека жилавоста на материјалот може да се зголеми кај керамиката со додавање на кристали за засилување или кај полимерите со додавање на влакна за засилување, кои ќе го забават ширењето на пукнатините.

4.5. Ударна сила на кршење

Испитувањето на ударната сила на кршењето се утврдува врз основа на однесувањето на металните и полимерните материјали во услови на ударно оптоварување. Вредноста на ударната работа на кршењето покажува дали материјалот ќе се однесува жилаво или кршливо. Тест-примерок или епрувета се става на два држачи, а потоа со удар се оптоварува со свиткување на средина од распонот.

4.6. Динамичка издржливост на материјалите

Материјалите кои се употребуваат во протетиката и во реставративната дентална медицина се изложени на периодични оптоварувања или оптоварувања кои се јавуваат низ подолг временски период. Иако вредностите се со моментно утврдени сили, сепак тие се недоволни да предизвикаат штетно дејство на забите или на самиот надоместок. После одреден временски интервал или поради замор на материјалот може да дојде до кршење. Со дејствување на временски променливи (циклични) оптоварувања можат да настанат кршења или оптоварувања кои се значително помали од оние кои ги сметаме за допуштени или можни при статички оптоварувања. При тоа разорувањето започнува со појава на микропукнатини на местата со најголеми концентрации на напрегање. Кај некои гранични вредности на променливи напрегања доаѓа до ширење на пукнатините во одредено подрачје на напречен пресек.

Процесот во кој под дејство на повеќекратни циклични оптоварувања настанува разорување на материјалот се нарекува замор. Својството на материјалот да ги поднесе таквите оптоварувања се нарекува динамичка издржливост. При наизменични оптоварувања и растоварувања доаѓа до зацврстување како последица на пластичната

деформација со што се зголемува кршливоста на материјалот. На крај, со почесто предизвикуваните оптоварувања се исцрпува способноста за враќање во првобитната положба, па затоа се јавуваат микропукнатини на некоја од рамнините каде настанало поместување на кристалите. Следи проширување на пукнатината и доаѓа до поголемо ослабување на пресекот, што доведува до потполно кршење. За вакви појави посебно придонесува неповолниот облик на протетичките надоместоци или недоволно усогласената оклузија, што резултира со места со предвремен контакт, со познати штетни влијанија на технолошкиот дел на протетичкиот надоместок, на забите носачи и/или темпоромандибуларниот зглоб.

Сложеностите на ваквите оптоварувања придонесува и содејствува во нив, со материјалите со различни механички својства, соединети во денталнопротетички надоместоци. Пример за тоа е мост во устата кој се состои од различни материјали (метал и неметал), кои се со хомогена структура. Забите носачи (како составен дел на мостот и околната алвеоларна коска преку кои се пренесува оптоварувањето на коскениот скелет) не се ни хомогени ни изотропни материјали.

Изотропија е поседување на исти механички својства во целиот материјал, а анизотропија е поседување на различни механички својства во ист материјал. **Анизотропијата** е карактеристика на комплексните материјали, какви што се на пример, забите кои се составени од четири различни материјали: глеѓ, дентин, цемент и мек дел внатре во пулпината комора.

Поради тоа во практиката се развиени постапки за мерење на напрегањето по оптоварување, познати како тензометриски постапки или постапки на мерни врпци за напрегање. Принципот на мерење се состои во пренос на импулси од врпцата, прицврстена на подрачјето на оптоварување на забот и/или денталниот надоместок, на електронските апарати-гнатодинамометри на чии екрани се отчитуваат вредностите на оптоварувањата во паскали (Pa).

4.7. Тврдост

Тврдоста е значајно механичко (биомеханичко) својство, а подразбира отпор на материјалот кон продор на друго значително потврдо тело. Ова својство е посебно важно при одбирање на материјали за изработка на пломби и фиксно-протетички надоместоци, каде како индикатор е абразивната отпорност на материјалот. Но, својството на тврдоста е од комплексна природа, затоа што не постои врска помеѓу тие две својства на материјалите, освен во случаи кога се споредуваат материјали од ист вид,

на пр., меѓусебно повеќе слични видови на златни легури, меѓусебно повеќе слични видови на акрилатни материјали итн.

4.8. Сили на цвакање и оптоварување

При цвакање се создаваат сили кои се пренесуваат на забите и денталните надоместоци. Големината на силата варира од положбата на забот и индивидуално се разликува. Максималните цвакални (мастикаторни) сили одат до вредност и преку 1200 N, додека просечните вредности за урбаната популација до 500 N на бочните заби. Вредноста на силите при цвакање е важна при поставување на индикации за примена на дентален надоместок кој ќе биде изработен поради неговата функционална и технолошка трајност.

4.9. Причини за кршење на материјалите

Причини за кршење на материјалите можат да бидат повеќе, а во нив ги вбројуваме: **ненадејно кршење, кршење настанато како последица на замор на материјалот, деградација, трошење и корозија.**

Ненадејно кршење настанува под дејство на еднократно оптоварување при што доаѓа до кршење на денталниот надоместок. Ова најчесто се случува кога во материјалот на надоместокот постојат микроскопски пукнатини кои се места на зголемено напрегање и слаба точка за резистенција на надоместокот. Пукнатините се прошируваат и продлабочуваат што доведува до ненадејно кршење. На пример, кај мостот може на дојде до нагло пукање, иако теоретски материјалот може да ги издржи оптоварувањата при цвакање. Тоа се случува во ситуации кога се поддимензионирани спојните места на телото на мостот со коронките или ако по леењето остане порозност во одливката внатре во конструкцијата.

Кршење настанато како последица на замор на материјалот е последица на дејствување на циклички, повторувачки оптоварувања низ одреден временски период, чија величина е помала од максимално утврдената вредност. Подложност на овој облик на оптоварување покажуваат и керамиката и легурите. Од тие причини денталната керамика се појачува со леуцитни кристали кои го успоруваат продлабочувањето на кршењето низ материјалот.

Деградацијата или пропаѓањето е карактеристика за композитите и полимерите поради апсорпцијата на вода. Апсорбираната вода во полимерниот матрикс на композитот го пластифицира материјалот и ги плакне јоните од површината на честичките на полнилото. Оваа постапка доведува до пропаѓање на спојот на полнилото и матриксот. Композитот со така оштетен спој е подложен на кршење и зголемено трошење-абразија.

Трошењето е процес кој настанува кога површините кои се во контакт се допираат. Постојат четири облици на трошење: атхезиско, абразивно, поради замор на материјалот и корозија. Во стоматологијата е најчесто абразивното трошење кое настанува со триење на различни видови дентални надоместоци со природни заби и/или меѓусебно. Според некои *ин витро* истражувања за абразиска отпорност најповолни материјали се златните легури, хибридниите композити и некои керамички материјали.

Корозијата на метали е површинско пропаѓање поврзано со хемиската и електрохемиската реакција помеѓу металите или легурите и реактивната околина. Медиумот на устата е многу поволен за настанок на електрохемиска корозија на што освен влажноста придонесува и промената на температурата и киселоста (Ph). Вака оштетената легура може да резултира со неочекувано кршење на колчето од надградбата во каналот на забот, или метален скелет на мостот.

5. ГИПС

5.1. Минерален (природен) гипс-производ, добивање, чување

За изработка на протетички и ортодонтски надоместоци е потребно да се земат отпечатоци од усната празнина. Врз база на отпечатоците се изработуваат модели кои претставуваат верна копија на релјефот на ткивата и структурите од каде што се земено. Отпечатокот е негатив, а моделот е позитивна реплика на оригиналот. Затоа е многу важно со излевање на отпечатокот да се добие прецизен и ефикасен модел на кој ќе се изработува денталниот надоместок. Во зависност од тоа што понатаму и каков надоместок треба да се изработи **излеаните модели се класифицираат** како: студиомодел, анатомски модел, модел од анатагонисти, функционален модел, работен модел за парцијална протеза, работен модел за скелетирана протеза, работен модел за фиксен надоместок и работен модел за изработка на протетички супраструктури.

Материјалите за изработка на модели се класифицирани во 2 групи: основни-гипс и алтернативни-вештачки смоли, цементи, композити, еластомери.

За да можат материјалите за изработка на модели да се употребуваат, треба да поседуваат **одредени својства**, но и да задоволуваат некои **критериуми**:

- способност за верна репродукција;
- компатибилност со отпечатоците материјали;
- доволно време за манипулација;
- механички особини: цврстина, отпорност кон абразија, тврдост;
- поволна врзувачка експанзија;

- постојаност на механички промени;
- компакност на површината;
- отпорност на висока температура и
- можност за боене.

5.2. Физички и хемиски особини на производи од гипс

Гипсот е природен минерал на калциумсулфат со две молекули на кристална вода. **Хемиското име му е калциумсулфатдихидрат со формула $\text{CaSO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$ со специфична тежина 2,3 и тврдина според Мос 2.**

Во природата се наоѓа како руда во големи количини и во разни бои: бел, жолтеникав, сив, кафеав и црвеникав како резултат на присуство на други материи (глина, железни и оксиди на други метали). Обично се наоѓа на оние места каде што има и камена сол. Гипсот како потешок се наоѓа под камената сол. Чистите, бели и густы подвидови се познати како **алабастер**, според наоѓалиштето во Египет (Алабастрон). Минералниот гипс има комерцијална важност и е познат како бел гипс – plaster of Paris. Овој производ е добиен со печење на гипсениот материјал од наоѓалиштата блиску до Париз во Франција. Наслагите на гипс се најдени и во многу други земји, па и во Хрватска, блиску до Самобор и на островот Вис, а во Македонија се наоѓа во Дебар.



Слика 4. Руда од која се добива гипс.

Процесот на **добивање на гипсот** од рудата започнува со ситнење и мелење на рудата при што таа се чисти од разни примеси. Потоа така иситнетата и исчистена руда се става во ротациони- цилиндрични печки во кои се пече 6 до 24 часа на константна температура од 120°C при што печката не престанува да се ротира. При овој процес е важно целата руда рамномерно да се загрева.

После печењето се пристапува кон нејзино мелење, а на крај се сее низ најситни сита. Самиот тек на процесот во многу влијае на квалитетот на гипсот дали тој ќе биде поквалитетен и ќе се употреби за најфини работи (прецизни модели) или пак ќе биде со послаб квалитет и ќе се употреби во градежништвото или сл. Исто така, квалитетот зависи

и од тоа дали во неговиот состав има одредени примеси и во кои количини. Со понатамошно печење на гипсот на температура од 200-300°C, гипсот ја губи преостанатата вода и формира релативно нерастворлив **анхидрит** кој по својствата е сличен на гипсот кој се среќава во природата. На температура од 1000-1200°C, калциумфосфатот **хемиски се распаѓа и не може да се употреби во масите за вложување.**

Всушност гипсот кој се применува претставува калциумсулфат со половина молекул вода ($\text{CaSO}_4 \times 1/2 \text{H}_2\text{O}$), а се добива со делумно отстранување на кристалната вода односно при загревање-печење материјалот губи 1,5 g/mol од своите 2 g/mol вода и се претвора во полухидрат на калциумсулфат кој има друга кристална структура. Кога пак, полухидратот на калциумсулфат се меша со вода, доаѓа до обратна реакција кога калциумсулфат полухидрат се претвора во калциумсулфат дихидрат. Овој вид на хемиска реакција се случува без обзир дали гипсениот материјал се употребува како материјал за земање на отпечатоци, изработка на модели или како додаток на масите за вложување. Бидејќи при загревање гипсот ја губи кристалната вода, добива нови физички и хемиски својства. Сигурно е дека таа вода е врзана со него и дека тоа е конституциона вода. Полухидратот на калциумовиот сулфат добро се топи во вода. Способноста на полухидратот лесно да ја извлекува водата укажува на потребата за заштита на препаратот од предвремена хидратација, но претставува и основа за врзување или стврднување на гипсот. Брзината на оваа реакција зависи од условите за растворање на полухидратот т.е. од количината и температурата на водата, брзината и интензитетот на мешањето и големината на зрната од прашокот.

5.3. Видови на дентални гипсови

Разните видовите на гипс кои се употребуваат во денталната медицина се класифицирани како гипс за земање на отпечатоци, мек, тврд и подобро тврд гипс или тип I, II, III, и IV (ADA спецификација број 25). Иако овие видови имаат идентични формули на калциумсулфат полухидрат, сепак имаат различни физички својства, поради кои секој од нив се употребува за различни цели во денталната медицина.



Слика 5. Различни видови на дентален гипс.

Бел алабастер гипс (мек гипс)

Загревањето на калциумсулфат дихидрат на температура од 110 до 120°C во отворен сад, доведува до создавање на бета-полухидрат на калциум сулфат. Тој е т.н. сув метод на добивање на гипс. На овој начин се добива бел гипс познат како алабастер. Вака добиениот бел алабастер гипс има релативно ситни и нееднакви кристали во растресита состојба. При мешање со вода меѓу кристалите останува меѓупростор и затоа овој гипс има мала цврстина. Ова наведува на фактот дека овој гипс не е погоден за добивање на прецизни модели на кои треба подолго да се работи. Поради овие особини **белиот алабастер гипс се употребува** при излевање на модели на кои се вршат одредени анализи; за киветирање на протези, коронки и мостови; за изработка на индивидуални лажици; за фиксирање на моделите во артикулатор; за изработка на модели во ортодонција и друго.



Слика 6. Бел алабастер гипс и студио модели.

Тврд гипс

Се добива со загревање на гипсот на температура од 120-130°C во автоклав под зголемен притисок при што се добива алфа-полухидрат на калциумсулфат. Тој е т.н. влажен метод за добивање на гипс. Добиеениот тврд гипс е со поситни, поправилни и помалку порозни честички со правилна кристална структура. Ова овозможува тврдиот гипс да има подобри физички карактеристики во споредба со белиот алабастер гипс.



Слика 7. Тврд гипс и работни модели во артикулатор.

Тврдиот гипс наоѓа примена за излевање на: работни модели за тотални и парцијални протези; работни модели за скелетирани протези (ако нема супертвррд гипс); цвакални површини на модели од антагонисти и работни модели за изработка на фиксни надоместоци (ако нема супертвррд гипс). На овој гипс му се додаваат пигменти за полесно да се разликува од алабастер гипсот со кој може да се излее базата на моделот заради заштеда на материјалот.

Супертвррд гипс

За подобрување на кристалната структура на гипсот, а со тоа и неговата тврдост и квалитет, во тек на неговото добивање можат да се **додадат разни хемиски материји**. Рудата на гипсот се грее на температура од околу 140°C под притисок на водена пара. Се додава најчесто 30% калциум или магнезиумхлорид или некоја органска киселина или нејзина сол. После завршеното загревање овие додатоци се испираат и пак останува полухидрат на калциум сулфат. Овој гипс има правилни и хомогени кристали и неговата цврстина и тврдост се поголеми. За **изработка на многу прецизни модели** на кои се моделираат леани фиксни надоместоци е потребен гипс со голема тврдост, односно со голема абразивна цврстина, а минимален процент на абразија.

На пазарот постои уште еден вид на **супертвррд гипс** (подобрен твррд гипс, т.н. дентален гипс Тип 5). Овој гипс е со голема тврдост и цврстина, но со голем процент на експанзија и е од поновата генерација.



Слика 8. Супертвррд гипс, дентален гипс тип 5 (Suprastone™ Type 5 Die Stone).

Супертврдиот гипс има поголема потисна цврстина која е резултат на помала количина на вода во однос на количината на гипсот при неговото замешување.

Неговата врзувачка експанзија за разлика од супертврдиот гипс е поголема и изнесува 0,10-0,30%.

Се применува за изработка на подвижни работни трупчиња во фиксната протетика и кога се работи со некои нови неблагородни легури кои имаат поголема контракција при ладење, а по излевањето.

Гипс за отпечатоци

Во современата дентална практика гипсот **ретко се употребува** како отпечаточен материјал. Се добива по пат на процес на калцинација, каде рудата се пече во отворена комора на температура од околу 120°C. На овој начин се добива материјал со крупни и неправилни честички, со големи празни простори. Се замешува со доста вода и е лесно кршлив. При производството му се додаваат пигменти.

5.4. Подготовка на гипсот, врзување

Гипсот може да се замеша рачно или во апарат за вакуумско мешање.

Во секојдневната дентална практика **соодносот гипс-вода** изнесува **2:1 волуменски**, односно 100 грамови прашок се замешува со 50 ml вода (за бел албастер гипс). Значајно е овој сооднос да се почитува, односно 100 g прашок од бел гипс (измерени на вага) да се додадат на измерени 50 ml вода. Но, во практичната работа тоа ретко се случува, затоа што се работи рутински. Овој сооднос треба да се запази, бидејќи влијае на времето на мешање, врзување и стврднување на гипсот, но и на неговиот квалитет.

Кога е запазен правилниот сооднос на прашок и вода, тогаш врзувачката експанзија на гипсот изнесува 0.25-0,35%. Ако има повеќе вода отколку што треба, тогаш линеарната експанзија ќе биде поголема и може да достигне и до 1-1,5%, што може битно да влијае на прецизноста на готовите протетички надоместоци.

Соодносот на прашок и вода при замешување на **тврдиот гипс** се разликува по тоа што овој сооднос е **100 g прашок со 30 ml вода**. За замешување на супертврд гипс е потребно помалку вода, односно на 22 до 24 ml вода се додаваат 100 g прашок. Со овој сооднос се добива потребната конзистенција, време за работа и квалитет на добиениот модел.

Треба да напоменеме дека во секое пакување производителот дава свое упатство за тој сооднос и начинот на работа.

Мешање

Во гумена шолја прво се става измерената количина на вода, а потоа се постепено се истура измерената количина на прашок од гипсот. Со кружни движења, но не и брзи, се замешува масата. Доколку на веќе започнатото мешање дополнително му се додаде вода или прашок тоа ќе даде негативни резултати. Ако на ретката смеса се додаде прашок, тогаш ќе се оформи хетерогена маса која нерамномерно ќе се врзе, со што ќе се намали цврстината на стврднатиот гипс. Ако пак на густо замешаната маса се додаде вода, тогаш ќе се спречи формирањето на правилни кристали и гипсот ќе биде неупотреблив.

Мешањето на гипсот е обично околу половина минута, но не смее да се меша подолго од една и пол минута, бидејќи со подолготрајно мешање се зголемува експанзијата. Најдобро е гипсот да се меша во вакуумски мешалки бидејќи во тој случај нема опасност од создавање на воздушни меурчиња со што се избегнува порозност.



Слика 9. Рачно и мешање на гипсот во апарат за вакуумско мешање.

Самото **врзување-стврднување** на гипсот се одвива во **две фази**:

Првата фаза која трае 2 до 3 минути се познава по тоа што масата од замешан гипс почнува да ја задржува својата форма, но не се разлива. Крајот на оваа фаза-**втора фаза**, се распознава по тоа што во гипсот се развива топлина како резултат на егзотермна реакција (полухидратот преминува во дихидрат). Ова е работна фаза на гипсот. После ова настапува дефинитивно стврднување кое кај тврдите гипсови трае и до 60 минути.

5.5. Својства и фактори кои влијаат на врзување на гипсот

Главни својства на гипсените производи се времето на стврднување, финоста на честичките од прашокот, тврдоста, компресивната цврстина, напрегањето при истег-

нување, отпорноста кон абразија, репродукцијата на деталите и димензионалните промени.

Време на стврднување

Времето потребно да се заврши реакцијата, поточно целиот полухидрат да се претвори во дихидрат, се вика заклучно време на стврднување и е важно од практични причини. Ако брзината на стврднување е голема, тогаш замешаниот материјал може да се стврдне пред терапевтот да има услови прописно да работи со него. Од друга страна пак, ако реакцијата се одвива споро, тогаш е потребно премногу време за да се заврши работата. Правилното време за стврднување е најважно својство на гипсените материјали.

На **времето на врзување-стврднување** може да се влијае преку:

а) додавање на одредени хемиски супстанции

- Ако на гипсот му се додаде 2% калиумсулфат, тогаш времето на врзување односно стврднување на гипсот се скратува;

Додавање на 2-2,5% раствор на готварска сол во тек на мешањето го скратува времето на врзување. Помала или поголема концентрација на готварска сол не влијае на времето на врзување;

- Времето на врзување може да се продолжи, што значи гипсот побавно ќе се стврдне со додавање на 2% боракс.

б) начин и времетраење на мешање на гипс

- ако гипсот се меша долго и енергично, тој се стврдне брзо;

- кратко и слабо замешаниот гипс побавно се стврдне.

Долго мешаниот гипс покажува поголема експанзија и обратно.

в) однос вода-прашок

- густо замешаниот гипс во кој количината на вода е помала од пропишаниот сооднос, се врзува многу брзо и може да нема време за излевање на отпечатокот (предвреме ќе се стврдне или пак, отпечатокот нема целосно да биде исполнет со гипс и ќе се јават шуплини).

- ретко замешаниот гипс доста бавно се врзува кој по стврднувањето не е доволно тврд и е порозен.

г) температура на водата со која се замешува гипсот и температура на околината

Температурата на водата и околината влијаат на времето на стврднување на производите од гипс, предизвикувајќи промени на растворливоста на полухидратот, односно дихидратот на калциумсулфат, што доведува до промена на брзината на реакцијата. Од искуствата се гледа дека зголемувањето на температурата, од 20 на 37°C, лесно ја зголемува брзината на реакцијата и го скратува времето на стврднување. Кога температурата ќе се зголеми над 37°C, брзината на реакција се намалува, а времето на стврднување се продолжува. На 100°C не доаѓа до реакција и гипсот и тој нема да се стврдне до крај.

Крвта, плунката, агарот или алгинатите го успоруваат стврднувањето на гипсените производи (модели), а кога се во допир со гипсен полухидрат во текот на стврднувањето ќе предизвикаат мека површина на гипсениот модел која е подложна на абразија.

Финоста на честичките од прашокот, **тврдоста** на гипсените материјали е поврзана пропорционално со нивната **компресивна цврстина** и **напрегањето при истезнување**. Колку што е поголема компресивната цврстина на вкупниот стврднат гипсен материјал, толку се поголеми вредностите на неговата површинска тврдост. Површинската тврдост расте побрзо од компресивната цврстина, бидејќи површината побрзо се суши од внатрешноста на материјалот.

Својството **отпорност кон абразија** на гипсените производи за изработка на работни модели треба да има високи вредности. Подобрениот тврд гипс има поголема отпорност за абразија отколку тврдиот гипс.

Својството **репродукција на детали** кај гипсените материјали е многу успешно. Меурчињата од воздух често се формираат на границата на отпечатокот и гипсениот излевок, затоа што гипсот и некои гумени материјали за земање на отпечаток, посебно оние од силиконски тип, се недоволно влажни. Со помош на вибрација во тек на излевање на гипсот во отпечатокот се намалува присуството на такви меурчиња од воздух. Контаминацијата на отпечатокот со плунка или крв, исто така може да делува

на репродукцијата на деталите. Затоа е потребно отпечатокот да се испере под силен млаз од вода со што се подобрува структурата на добиениот модел.

Во денталната протетика уште едно својство е од голема важност, а тоа се **димензионални промени на гипсот**. За време на врзувањето кај него се јавуваат *димензионални промени* во смисла на зголемување на неговиот волумен или т.н. врзувачка експанзија. Експанзија претставува процес при кој кај некое тело или материја доаѓа до зголемување во големина, волумен или простор. Кај неметалите кои се применуваат во денталната медицина се среќаваат **четири видови на експанзија** и тоа:

Првиот вид на експанзија-врзувачка експанзија се јавува како резултат на хемиски или друг процес кој овозможува стврднување на материјалот;

Вториот вид на експанзија-хигроскопна експанзија е последица на примање на вода во процесот на врзување;

Третиот вид на експанзија-термичка експанзија е ширење на материјалот при негово загревање, и

Четвртиот вид на експанзија-секундарна експанзија е всушност ширење на материјалот која се јавува после подолг временски период.

Ккај гипсот експанзијата се јавува кога гипсот полухидрат преминува во дихидрат.

Просечните вредности на врзувачката експанзија изнесуваат:

- бел алабастер гипс од 0,25 до 0,50%;
- тврд гипс од 0,15 до 0,20%;
- супертврд гипс од 0,05 до 0,10% и
- најтврд гипс од класа 5 од 0,10 до 0,30%.

На експанзијата на гипсот влијаат:

а) соодносот на прашок-вода - процентот на експанзијата е пропорционален со овој сооднос, односно доколку во смесата има поголема количина на прашок дотолку и експанзијата ќе биде поголема;

б) времето на мешање - врзувачката експанзија е пропорционална на должината на мешање на гипсот. Тоа значи дека ако гипсот подолго се меша, ќе има и поголема експанзија;

в) со додавање на одредени хемиски соединенија, додавање на готварска сол во мал процент (2-2,5%), се зголемува експанзијата на гипсот. Со додавање на 4% калиумсулфат се намалува процентот на експанзија.

5.6. Употреба на гипсот

Гипсот во денталната медицина се употребува во разни фази на работа, **воглавно како помошен материјал**. Спектарот на примена е многу широк. Причина за тоа се својствата на гипсот кои можат да се модифицираат зависно од намената.

Кога гипсот **се употребува како материјал за излевање на отпечатоци и изработка на работни модели**, тогаш мора да задоволува некои барања: прецизност на излевокот, мали димензионални промени, висока тврдост и цврстина, отпорност кон абразија.

Како дел на масите за вложување и како материјал **за изработка на блокови за лемење**, барањата се нешто поинакви, односно: голема способност за репродукција, да не стапуваат во хемиска реакција со градивните материјали, да имаат одреден степен на изразена врзивна и термичка експанзија, да се механички отпорни, доволно порозни за гасовите од ливната шуплина лесно да испарат, и лесно да се одвојуваат од излеаните метални надоместоци.

Гипсот се употребува и како **помошен материјал при изработка на тотални протези** каде служи за изработка на калапи при замената на восокот со акрилат. Овде необично е важно својството на компресивна цврстина, бидејќи акрилатот под голем притисок се пресува во таков калап.

6. ВОСОЦИ

Восокот како важен помошен материјал се употребува во денталната медицина, но најмногу во протетичките ординации и забнотехничките лаборатории. Денес ниту еден протетички надоместок не може да се замисли без употреба на восок во некоја од фазите на изработка.

6.1. Историски преглед

Восоките се сложени органски супстанции кои според особините и употребата се слични на пчелиниот восок. Во денталната медицина се употребуваат комбинации на

природни и синтетички восоци, природни и синтетички смоли и други материјали кои служат како полнила или коригенси.

Восоците во денталната медицина почнале да се употребуваат во почетокот на 18-тиот век, првенствено за земање на отпечатоци. Откако Филип Фаф (Philip Pfaff, 1716.-1780.), забниот лекар на Фридрих Велики (Friedrich Veliki), го употребил пчелиниот восок како отпечаточен материјал за изработка на гипсени модели при изработка на протези, восокот е најавен како дентален материјал.

Оттогаш восокот како важен помошен дентален материјал се употребува во одредени клинички и лабораториски фази при изработка на протетички изработки.

Таткото на модерната стоматологија, Пјер Фошар (Pjer Fauchard), мостовите од емајлиран бакарен лим ги фиксирал со загреан раствор на пчелин восок и терпентин со додаток на сомелен бел корал. Се опишува дека изладената смеса цврсто ги фиксирала тогашните мостови. Постапката за моделирање и вложување на восочниот објект, како и неговото заменување со метална легура по пат на техника на леење, ја вовел Олендорф (Ollendorf) во 1904-тата година. Во 1906 година Присвирк (Preiswerk) опишал коронка со леана цвакална површина. Со восок измоделираната цвакална површина се поставувала во дводелен калап изработен од коска од сипа. Тој калап не смеел да се загрева затоа што можел да изгори, па затоа растопената златна легура со дрвен јаглен (по пат на силата на Земјината тежа) ги исполнувала предвидените простори.

Денешниот начин на леење го започнал Тагарт (Taggart), во 1907 година со пронаоѓање на апаратот за леење чија погонска сила бил азотен оксид (N_2O). Во затворен калап измоделираните восочни инлеи ги заменува со златна легура.

6.2. Употреба на восокот во денталната медицина

Восокот како важен помошен материјал се употребува во сите дентални дисциплини, но најмногу во протетичките ординации и забнотехничките лаборатории. Денес ниедна протетичка изработка не може да се изработи, доколку барем во една фаза од изработката не се употреби восокот.

Во **мобилна протетика** восокот се употребува за изработка на восочни бедеми, како составен дел на загризните шаблони кои служат за утврдување на загризот, но и за поставување на вештачки заби. Служи за изработка на Келерова лента и манжентни во фаза на подготовка на функционалниот отпечаток за излевање. Исто така, се

употребува и за моделирање на оние делови од класичните протези кои се заменуваат со акрилат. Посебните конфекциски структурни восоци со разни облици и бои се употребуваат при изработка на сите делови на идните едноделни излевоци од металните скелетирани протези кои се заменуваат со акрилат.

Се употребува за земање на загриз-оклузивен регистратор и за репаратура на протеза, а за лепење на гипсените модели, фиксирање на загризот и останатите делови се употребува леплив восок.

Во **фиксна протетика** исто така се изработуваат восочни бедеми на шаблоните за земање на загриз и регистратор.

Посебните восоци се употребуваат за моделирање на **инлеи** и **надградби**, директно во уста или индиректно на модел. Восоците за изработка на коронки, меѓучленови и мостови, со леење се заменуваат со легури. За изработка на поединечни елементи, како на пр., коронки се употребуваат восоци за моделирање, затоа што се потребни прецизни градации на нивните морфоанатомски карактеристики. Поради полесно разликување се произведуваат во повеќе бои (на пр., црвена, сина, зелена, портокалова, жолта, итн.).

Посебни видови на тврди и крти восоци се употребуваат за техниката на **навосочување** и за **фрезување** (глодање) на восочните елементи.

Голем број на восочни примероци со **различни профили**, облици и големини се изработуваат конфекциски за поголема економичност на лабораториската работа, односно скратување на времето за изработка и штедење на легурата. На тој начин се постигнуваат оптимална цврстина и облик на излеаната структура.

Во **ортодонцијата** восоците се употребуваат при изработка на ортодонтски апарати.

Во **оралната хирургија** восокот се употребува при изработка на различни надоместоци.

6.3. Хемиски состав

Восоците по својот состав се органски материи од групата на масни соединенија. **Тие се природни естри на вишите масни киселини и вишите алкохоли.**

Восоците претставуваат комбинација на естери на високомолекуларни незаситени масни киселини и виши едновалентни или двовалентни алкохоли. Палмитинската, стеаринската и олеинската киселина се најчесто застапени киселини. Содржат уште и долги синџири со алифатски киселини, кетони, алкохоли и јаглеводород, но за разлика од мастите не содржат глицерин.

6.4. Физички и механички својства

Сите својства на восоците значително и директно зависат од температурата и тоа внатре во релативно мал температурен распон.

Интервал на топење

Бидејќи восоците се смеси на повеќе видови на органски молекули немаат точка на топење, туку како и легурите имаат **интервал на топење**. Во зависност од составните молекули интервалот на топење може да се шири (се зголемува разликата помеѓу температурата на која топењето започнува и оние температури на која се завршува) и собира; или може поединечна гранична точка да се поместува кон пониска или повисока температура.

Во зависност од видот на восокот интервалот на топење се движи од 30°C до 100°C. Односот меѓу точките солидус-ликвидус ја одредува најкарактеристичната **пластична фаза на восокот**.

Пластичност

Пластичноста е состојба карактеристична како работна состојба на восокот. **Се дефинира како процентуална промена на состојбата на примерокот кој е изложен на одреден притисок на одредена температура низ одредено време**. За восоците е важно на која температура започнува пластичната фаза и низ колкав температурен распон таа трае т.е. распон на температурата на која восокот е пластичен, а износот на пластичноста е изразен во проценти.

Агрегатни состојби на восокот

Во зависност од температурата, восокот се наоѓа во **три агрегатни состојби: крута, пластична и течна состојба**.

- Во **крута состојба** восокот е цврст и крт. Во таква состојба восокот се чува, се вложува и складира. Восочниот објект во крута состојба добро се обработува, стружи и фрезува.

- **Пластичната состојба на восокот** се манифестира на тој начин што при дејство на незначителни сили при одредена температура предизвикува трајна деформација. Врските помеѓу молекулите постојат, но се силно ослабени. **Моделирањето и работата со восокот треба да се изведува при температури кои се поблиску до крутата состојба**, а не на оние кои се приближуваат на температурата на топење на составните делови на восокот. При постепено и подеднакво загревање во восочната смеса прво се растопуваат нејзините нискомолекуларни, аморфни или микрокристални компоненти, а поголемите кристали се поотпорни. Микрокристалните структурни составни делови се топат по дополнително доведување на топлина. При ладење процесот е обратен.

- **Во течна агрегатна состојба** восоците преминуваат по пат на топење при **релативно ниски температури**. Течните восоци се употребуваат при накапување или потопување на работниот модел во растопен восок во забнотехничка лабораторија. Со ладење на течниот восок и негово стврднување се јавува внатрешна напнатост и одредени димензионални промени, па затоа при таа техника на работа треба да се извршуваат работни постапки кои ќе ги неутрализираат споменатите негативни промени. **Над температурата на топење восокот може да врие, испарува и согорува речиси без остаток**, што е негова многу важна карактеристика. **Согорување на вложен восочен објект** во кивета (во масата за вложување во печките за предгревање и жареење), е значајна технолошка постапка непосредно пред леене на легурата. Иако восокот за моделирање согорува без остаток, сепак остатокот кој секогаш постои кај квалитетните восоци изнесува од 0,02% до најмногу 0,1%.

Растегливост на восокот

Растегливост на восокот е деформација која настанува под дејство на сила на влечење која како и пластичноста, се зголемува до одредена граница со пораст на температурата. Поголема е кај оние восоци кои имаат поголемо температурно растојание внатре во интервалот на топење. Заедно со пластичната деформација овозможува восокот да се моделира.

Топлинска експанзија

При загревање восокот **претрпува димензионални промени, односно при загревање се шири, а при ладење се контрахира**. Овие промени можат да се

изразат со линеарен коефициент на топлинска експанзија или во проценти. На создавањето на внатрешната напнатост не дејствува толку структурата на кристалната решетка, туку раздалеченоста на интермолекуларните врски.

Со мешање на одделни восоци може да се дејствува на топлинската експанзија на одреден восок, но сепак таа не може да се избегне. **Високиот и нерамномерен износ на топлинска експанзија** на некои дентални восоци е најчеста и главна причина за **непрецизни готови протетички изработки**. Непрецизноста се јавува поради тоа што восочните модели се изработени од такви неадекватни восоци. Постојат **два временски периоди на контракција**: првата и позначајна контракција се одвива за време на стврднување на восокот, а другата настанува во текот на ладењето, а по стврднување на восокот. Вредностите на контракцијата се движат од 0,3 до 0,6% линеарно, при температура од 20°C, т.е. за секој Целзиусов степен до 0,07%.

Восокот при ладење се контрахира онолку колку што при загревање експанзира, а контракцијата е толку помала колку што температурата за работа со восокот била пониска. Од ова произлегува и предноста на „ладната обработка“ на восокот и фрезувањето.

Појавата на **заостанат напон** се објаснува кога при пластична деформација (моделирање) на восокот (со гмечење и развлекување) доаѓа до набивање на молекулите на еден дел, но истовремено доаѓа и до развлекување меѓу молекулите на восокот на друг дел. Со ладење или со стврднување на собна температура новосоздадената положба на молекулите се „фиксира“, но и покрај тоа тие сепак покажуваат тенденција за враќање во првобитната состојба. Таа **тенденција за враќање се манифестира во вид на резидуален или заостанат напон**. Ослободување на заостанатиот напон може да се компарира со еластичноста, само што тука никогаш не доаѓа до целосно враќање во првобитната положба, а времето кое е потребно за исправување е релативно долго. На оваа важна особина на денталните восоци за моделирање треба да се посвети особено внимание.

Модул на еластичност

Модулот на еластичност е важна механичка особина на восоците, силно зависна од температурата и тоа обратнопропорционално. Со пораст на температурата на еден восок, пропорционално опаѓа модулот на еластичност и цврстината на притисок. Бидејќи денталните восоци се смеса од поединечни восоци и останати составни

делови, при порастот на температурата тие немаат рамномерно намалување на модулот на еластичноста и цврстината на притисокот.

При ладење, а по моделирање на истиот восочен објект ќе се создадат различни напони, во зависност од дебелината на страните кои тогаш доведуваат до нерамномерна деформација на восочниот објект. Затоа, **за моделирање макар и на една коронка** се препорачува **употреба на повеќе восоци за моделирање со различни механички особини**: за вратниот дел еден вид, за бочните страни друг вид, а за оклузивната површина трет вид на восок за моделирање со различни карактеристики и бои.

6.5. Видови на дентални восоци

Основната поделба на восоците е: **восоци од растително потекло, восоци од животинско потекло, восоци од минерално потекло и восоци од вештачко синтетичко потекло.**

Восоци од растително потекло

- **Карнауба восок**, се добива од листови на бразилска палма. Се карактеризира со голема тврдост, како и висок и тесен интервал на топење од 79°C до 84°C. Главна причина за негова примена во денталните восоци е неговата особина да им го зголеми интервалот на топење на другите восоци, со што се зголемува тврдоста на восокот и глаткоста на површината.

- **Канделила восок**, е со жолта или кафеава боја. Се добива од некои треви. Интервалот на топење му е од 68°C до 75°C. Ја зголемува тврдоста на смесата восоци и влијае на интервалот на топење.

- **Јапонски восок**, според хемискиот состав е повеќе маст отколку восок. Се состои од глицериди, палметинска и стеаринска киселина, со додаток на други киселини со поголема молекуларна тежина. Точката на топење му е околу 54°C. Тој е жилав, леплив и лесно се моделира. Додаден во денталните восоци ја подобрува способноста за емулгирање при производството, како и лепливоста на готовите производи.

Восоци од животинско потекло

- **Пчелин восок** (sega flava - жолт восок) е најстар дентален восок кој се употребувал како материјал за земање на отпечатоци. Се добива од саќе од мед. По вадење на саќето, медот се топи во врела вода, се процедува, а добиениот восок се излева во

садови и се лади. **Парафинот е најчест составен дел на денталните восоци.** Другите составни делови на пчелиниот восок се заситени и незаситени јаглеводороди и органски киселини со поголема молекуларна тежина. Според изгледот е жолта материја со карактеристичен пријатен мирис, тврда на собна температура, а пластична на температурата од усната празнина. Поради тоа влегува во состав на денталните восоци на кои им ја зголемува пластичноста. Особината на лепивост го прави да биде основен составен дел на восоците за лепење. Температурата на топење му е помеѓу 63°C и 70°C.

Белиот пчелин восок кој уште се нарекува и сега alba се добива со белење на пчелиниот восок. Стариот начин на белење е познат уште од Римјаните, а се состои од изложување на пчелиниот восок на дејството на сончевите зраци со често потопување во вода. Денес, индустриското избелување се врши под дејство на водороден пероксид, хлорна или хромна киселина. Тој восок има повисока температура на топење и е помалку пластичен од обичниот жолт пчелин восок. Тој е потврд, нема мирис, а во тенки листови е просирен. На пресек е гладок, со слаб сјај и со бела боја.

- **Спермацет** (cetaceum) е бела материја слична на парафинот, **добиена од масла од фронталните и максиларните синуси од китовите.** Основен составен дел му е цетилпалметат. Не влегува во состав на денталните восоци, а се топи на 50°C. **Со него може да се навосочуваат денталните конци.** Тој е составен дел на фините креми и црвенила за усни.

- **Ланолин** (cera linea) е пречистен восок **добиеен од сурова волна од овци.** Тоа е жолтеникава, жилава и леплива восочна маса слична на мастите која со загревање поминува во бистра жолтеникава течност. **Во денталните восоци е слабо застапен,** но затоа е најважен составен дел на кремите и мастите за премачкување.

Восоци од минерално потекло

- **Парафинскиот восок се добива со дестилација на сурова нафта.** Температурата на топење се движи од 40°C до 70°C, што зависи од молекуларната тежина. Восоците од растително и животинско потекло се аморфна маса, а восоците од минерално потекло **се кристална материја.** Имаат хексагонална или ромбоидна структура. При температура на размекнување која е за 5°-8° пониска од температурата на топење, восоците од минерално потекло ја менуваат кристалната структура од орторомбоидна во хексагонална при која лесно се обликуваат. Контракцијата при ладење му варира од 11% до 15%, во зависност од разликата на температурата. Парафинските восоци се основен составен дел на сите дентални восоци во количина

од 40%-60%. При обработка е склон на лупење и не дава глатка и сјајна површина. За подобрување на тие недостатоци најчесто му се додава дамар смола добиена од бор.

- **Микрокристален восок** е составен од разгранети синцири на јаглехидрати. Тој е со поголема молекуларна тежина од парафинскиот восок. Температурата на топење му е од 60°C до 90°C, а кристализира во облик на ситни плочки. Тој е поживав и поприватен од парафинскиот восок, а во тек на ладење покажува помали димензионални промени од парафинскиот восок кого успешно го заменува.

- **Озокерит** е природен „камен“ восок кој се наоѓа покрај наоѓалиштата за нафта. Се добива со ископ на руда. По состав е сличен на микрокристалниот восок. Точката на топење му е од 68°C до 70°C.

- **Церезин** е рафиниран со пречистен озокерит и сулфурна киселина. Има поголема молекуларна тежина и тврдост. Му се додава на парафинот за да ја зголеми температурата на топење.

- **Монтана** восокот се добива со екстракција во присуство на смеса од алкохол и бензол од битуминизиран јаглен. Тој е тврд, крт и сјаен, а температурата на топење му се движи од 68°C до 70°C. Бидејќи лесно се меша со останатите восоци, додаден на парафинот го прави потврд, а истовремено му ја зголемува и температурата на топење.

Восоци од вештачко синтетичко потекло

Основен недостаток на природните восоци кои влегуваат во состав на денталните восоци е тоа што нивните особини не се постојани. **Современиот развој на технологијата на материјалите овозможува производство на восоци со стандардни квалитети** чии несакани особини, како на пр., латентната напнатост е сведена на најмала можна мера. **Денес сè повеќе се употребуваат дентални восоци со постојани, стабилни и стандардни карактеристики.**

- **Полиетиленските восоци** имаат релативно висока температура на топење од 100°C до 105°C.

- **Полиоксиетиленските восоци** се полимери на етилниот гликол, со релативно ниска температура на топење од околу 50°C. На денталните восоци им се додаваат за да ја намалат температурата на топење и да придонесат кон подобра пластичност на смесата од восоци.

- **Халогенизираните восоци** се природни восоци, хемиски модифицирани со помош на хлор, а **хидрогенизираните восоци** се модифицираат со помош на водород.

6.6. Состав на дентални восоци

Како составни делови на смесата од дентални восоци **најчесто се употребуваат**: парафински, карнауба, пчелин, церезински восок и вештачки восоци. Покрај восоците од природно и вештачко потекло во состав на денталните восоци влегуваат и други материјали кои исто така можат да бидат природни или вештачки. Тоа се алкохолите, естрите, органските киселини, маслата, мастите, смолите, гумите, лепилата, боите и останатите коригенси.

- **Смолите** (главно од природно потекло) на восоците им ја зголемуваат температурата на топење, а со тоа и тврдоста. Потоа придонесуваат и за лепливост на восоците. Ја подобруваат компактоста, а со правилно стврднување им ја одредуваат пластичноста на восоците. **Дамар смолата** е од растително потекло, а интервалот на топење изнесува од 90°C до 200°C. **Копал смолата** се добива од тропско црногрично дрво. **Мастикс растителната смола им** се додава на средствата за привремено затворање на кавитети. **Шелакот** е смола од животинско потекло. Најквалитетниот шелак е со лимон жолта боја. Тој е основен материјал за изработка на базни плочи. Има долг период на пластичност и голема тврдост, па затоа влегува во состав на некои дентални восоци.

- **Маслата и мастите** ја намалуваат температурата на топење, а исто и тврдоста на восоците, со истовремено продолжување на времето на пластичност. Ги раствораат анилинските и останатите бои со кои восоците се обојуваат.

- **Гумите** (главно од природно потекло), додадени во мали количини на восоците им ја зголемуваат лепливоста. **Трагант гумата** е составен дел на прашокот или пастата за лепење на протезата кон слузокожата. **Арапската гума** (gumi arabica) се добива од дрвја кои растат во Судан. На денталните восоци им ја зголемува лепливоста. Инаку влегува во состав на средствата за привремено затворање на кавитети.

6.7. Примена на восоци

Восоците кои се употребуваат во клиничките и во лабораториските фази од изработката на протетичките надоместоци се со различен состав, облик, боја, количина и начин на пакување. Погolem број од денталните восоци пред употреба

рамномерно се загреваат. За потребите во фиксната протетика постојат посебни восоци исклучиво и само за прецизно моделирање на идните металните делови на коронките и мостовите.

Според намената восоците во протетиката можат да се поделат во три групи:

1. **Помошни восоци** кои се употребуваат во ординација или во лабораторија, но кои не служат за моделирање;
2. **Восоци за моделирање на елементи на протетички изработки кои исклучиво се наменети за работа во лабораторија,** и
3. **Готови конфекциски восочни структури за поставување, адаптирање и моделирање.**

1. Помошни восоци

- **Розов восок.** Тоа е клинички и лабораториски најчесто употребуван дентален восок. Има розова боја, а на пазарот се нуди во вид на плочки со димензии од 80 mm x 170 mm и 1,5 mm дебелина. Се пакува во кутии од по 500 и 1000 gr.

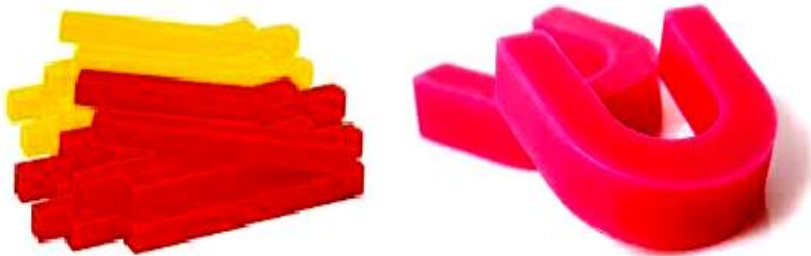
Составен е од 80% до 90% парафин, 10% до 20% пчелин восок или подобро синтетички церезин и 0,04% анилински бои растопени во мастите.



Слика 10. Розов восок, Base Plate Wax.

Постои како летен со повисока точка на топење и зимски со пониска точка на топење. На летниот восок, поради тврдоста му е придоден одреден процент на карнауба восок. Со летниот восок се моделираат надградбите. Денешните квалитетни розови восоци содржат 80% церезин, 12% пчелин восок, 2,5% карнауба восок, 3% природни или синтетички киселини, 2,5% микрокристален восок или подобро синтетички восок и анилински бои. Според АДА (Американска дентална асоцијација) се разликуваат 3 типови на розов восок: мек, среден и тврд, а почнуваат да омекнуваат на 23°C, 37°C и 45°C. Линеарната термичка експанзија се јавува на температура од 26°C-40°C, па затоа е потребно да биде пониска од 0,8%.

Се употребува за изработка на **загрзни бедеми (шаблони)** и за **регистрација на загриз**. Некогаш се употребувал за **корекционо отпечатување како прв отпечаток** во конфекциска лажица во случај на комплетно испрепарирани заби.



Слика 11. Розов восок за изработка на загрзни бедеми (шаблони).

Во **мобилна протетика** загрзниот бедем се употребува за поставување на вештачки заби, а неговото дефинитивно моделирање го диктира подоцнежниот изглед на акрилатната протеза или на акрилатниот дел од скелетираната протеза. Оттаму понекогаш се нарекува и розов восок за моделирање. При работа мора рамномерно да се загрева до висока пластичност, а потоа да се адаптира во саканиот облик.

- **Восоци за регистрација на загриз**, се оние во вид на тврди плочи од розов восок и посебни восоци чија цел е регистрација на загриз. Восоците за регистрација на загризот претставуваат смеса од пчелин или хидрокарбонски восок и парафин или церезин. Се користат за проверка на оклузивните односи со дебелина од 2mm. Добрите восоци содржат уште и алуминиумски или бакарни честички (алувосок). Линеарната термална експанзија меѓу 22°C и 37°C не смее да биде поголема од 2,5%. Засега не подлежи на АДА стандардот. Специјални восочни ленти можат да се употребуваат како **индикатор за оклузивни контакти** како супериорен показател за дефинирање на оклузивни прематуритети за позитивно читање на контактната површина.



Слика 12. Восок за регистрација на загриз и восочни ленти како индикатор за оклузални контакти.

- **Восок за лепење.** Тој е тврд, крт восок, со матнокафеава или жолта боја, која потекнува од колофониумот. Кога е растопен тој е просирен. На пазарот се нудат во облик на стапчиња или во пластични кутивчиња. За постигнување на тврдост и лепливост на пчелиниот восок му се додава колофониум и дамар смола. **Се состои** од 70% пчелин восок или 65% цера алба, 18 до 25% колофониум, од 5 до 17% дамар смола или монтана восок. Температурата на топење му е од 70°C до 85°C. Линеарната термичка експанзија помеѓу 28°C и 43°C мора да биде помала од 0,5%. Од името се гледа дека овој восок **служи за** лепење на скршени гипсени модели, за репаратура на скршени делови на протези, за лепење на восочни делови на мост, за лепење на атечмени и др.

- **Восоци за блокирање (block out wax)**

Се користат за пополнување на нерамнини во отпечатоците пред излевање на моделот или за пополнување на подминирани места на гипсените модели пред дублирање. Во нивниот состав има присуство на бронзен или алуминиумски прашок што ја диктира нивната различна употреба.



Слика 13. Восок за блокирање.

- **Восок кој се применува во ортодонција**

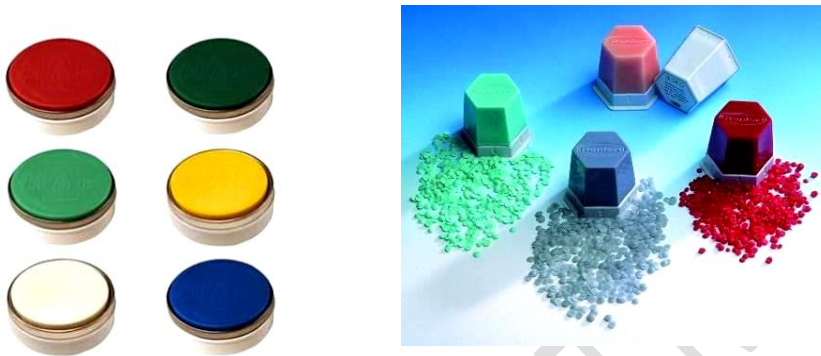
Тоа е мек восок со бела боја, во облик на пластични стапчиња за адаптација во фиксни ортодонски третмани за препокривање на брекетите и како стопови (затворачи) за затворање на лажиците за земање на отпечатоци.



Слика 14. Восок кој се користи при фиксни ортодонтски третмани.

2. Восоци за моделирање на елементи на протетички изработки кои се употребуваат исклучиво во забна лабораторија

Тие се важни помошни материјали кои имаат одлучувачко дејство за прецизноста на протетичките надоместоци.



Слика 15. Различни видови на восоци за моделирање, *belleWax Sculpturing Wax*.

- **Инлеј восок** е најпознатиот восок за моделирање. Тој е крут и тврд восок, со висока точка на топење од над 60°C . Името го добил по тоа што се употребувал за директен и индиректен метод за изработка на инлеи. Служи за моделирање на коронки, мостови, инлеи и останати восочни елементи кои при леењето се заменуваат со легура. АДА стандардот познава **три основни типови**: тип А - многу тврд, тип Б - средно тврд и тип В – кој е најмек восок за моделирање.

Најчесто е со сина, зелена или бела боја, а се состои од 45% парафин, 30% карнауба восок, 15% церезин, 8% пчелин восок, како и по 1% дамар смола и анилински бои. Поради тврдоста се употребуваат естерифицирани и хидрооксикарбонизирани восоци. Како производ се наоѓа во облик на стапчиња или во пластични кутивчиња. Според АДА прописите максималната линеарна термичка експанзија е меѓу 25°C и 37°C , која не треба да биде помала од 0,20%, но не треба да изнесува повеќе од 0,60%.



Слика 16. Инлеј восоци, тврди, GC Europe GC Pattern resin ls & inlay wax u Perfect Purple Wax (Inlay Casting Wax).

- Восоци за моделирање на коронки и мостови, настанале од т.н. инлеј восоци. Моделирањето претставува редослед на прецизни и точно смислени постапки: нанесување и обликување на тврд (ладен), пластичен (топол) и течен растопен (жежок) восок на работен модел.

За да се добие прецизна изработка дури и од наједноставниот фикснопротетички изливкок, (а за да се избегнат негативните карактеристики на восоците, како што се линеарната, термичката експанзија и заостанатиот напон), се препорачува моделирањето да се изведе со разни видови на восоци за моделирање кои поседуваат различни карактеристики.

Еден таков сет произведен од познати производители содржи восок тип А кој е најтврд, тип Б нешто помек, но сè уште доста тврд и тип В кој е најмек восок за моделирање. Во сетот уште можат да бидат придодадени и восоци за моделирање со одредени карактеристики, како на пр., основен летен и зимски восок за моделирање и леплив восок. Производите во сетот се со различни облици и забележителни, контрастни интензивни бои-црвена, сина, зелена, портокалова, жолта, кафеава, сива, бела и други бои кои се пакувани во посебни кутивчиња заштитени од загадување. Произведувачите заради подобар квалитет вградуваат различни синтетички делови, што претставува палета од истородни восоци со различни употребни вредности и боја, дентални восоци чиј квалитет се отчитува во физичките карактеристики, а согорувањето треба да биде целосно и без остаток.



Слика 17. Различни восоци за моделирање на коронки и мостови.

- Бел восок (Diagnostic wax in molar shape)

Овој восок се карактеризира со голема мекост, поради што се препорачува да се користи при дизајнирање на забите. Некои техничари дури го користат за да направат прелиминарен модел на забите кој подоцна им помага за регистрација (одбележување) на ситни детали меѓу измоделираната и порцеланската коронка. Овој дијагностички, бел, транспарентен восок е дизајниран за ја покажува точната морфологија на првите горни и долни молари.

- Восок за фрезување. Фрезувањето или глодањето е посебен и најпрецизен начин за изработка на метални коронки и останати елементи на конструкцијата. Внатрешните телескопски коронки, како и коронките на носачите на парцијалните скелетирани протези се моделираат со специјални тврди восоци со висока точка на топење кои потоа се обработуваат. Најдобро е трупчето краткотрајно да се потопи во растопен восок (восок за потопување). Потоа по постепено ладење на собна температура или со дополнително ладење коронката се моделира со фрезапарат со посебни инструменти т.н. фрези (посебни делови кои се менуваат во фрезапаратот). Коронките се фрезуваат за да се постигне паралелност на апроксималните страни.



Слика 18. Восок за фрезување.

По завршеното фрезување на ладниот восочен објект, цервикалниот раб дополнително се коригира со најмек восок за моделирање (тип В) и веднаш, а најдоцна за 30 минути се вложува во маса за вложување.

- **Восок за навосочување.** Навосочувањето е обратен процес од фрезувањето. Додека фрезувањето се обавува на веќе измоделирани коронки, меѓучленови и останати елементи, навосочувањето се изведува врз адапта системот на коронки и меѓучленови. Техниката на постепено и систематско навосочување со восок е постапка за изработка исклучиво на метални оклузивни површини на коронки и мостови со урамнотежена (избалансирана) оклузија. Навосочувањето во зависност од техниката се изведува со разнобојни восоци исклучиво во артикулатор. За навосочување постои палета од најмалку четири видови на восоци и сетови од посебни инструменти (Thomas).



Слика 19. Восоци за моделирање на коронки и мостови со навосочување.

Се препорачува сетот од восоци за навосочување, но и останатите восоци за моделирање 15-тина минути пред употребата да се остави на собна температура, додека за време на моделирање се препорачува константно одржување на температура од 50°C.

- **Цервиксен восок (Margin wax)**

Овој восок се карактеризира со голема стабилност, без внатрешен напон, со одреден степен на флуидност кој овозможува проток и совршено се вклопува во цервиксната област. Со помош на еластичноста и флексибилноста се добива точна форма и прецизен гингивен раб. Црн цервиксен восок (Black margin wax) е нова генерација на гингивен восок кој поради високата видливост, можноста за длабење и измазнување на моделираната површина помага во елиминирање на грубите и рапави површини.



Слика 20. Цервиксни восоци.

- Восок за скенирање (Laser and optical scannable wax)

Со негова помош се овозможува навосочување и скенирање без употреба на метален спреј. Восокот за ласерско скенирање е многу економичен. Кон оваа нова и напредна технолошка формула треба да се приспособат сите CAD/CAM и други системи за скенирање. Иновативноста на програмата се однесува на можноста за распркување и блокирање на ласерските и на оптичките зраци. На тој начин измоделираниот модел (објект) комплетно се отчитува во системот, но без употреба на метален спреј. Овој восок е многу стабилен, а моделирањето е брзо и лесно при што се добиваат мазни и глатки површини.



Слика 21. Восоци за скенирање.

- Восок за појачување на гингивните (маргинални) рабови во отпечатокот (Margin exposing scannable wax)

Овој восок е за употреба внатре, во самиот отпечаток и служи за појачување на испрепарираната маргина (гингивен раб) за попрецизно скенирање и подобра видливост на границата. Ваквиот тип на восок исто како и восокот за скенирање е многу економичен, лесен и прецизен за работа. По излевање на моделот восокот лесно се отстранува од моделот, а маргиналните рабови се подготвени за скенирање.



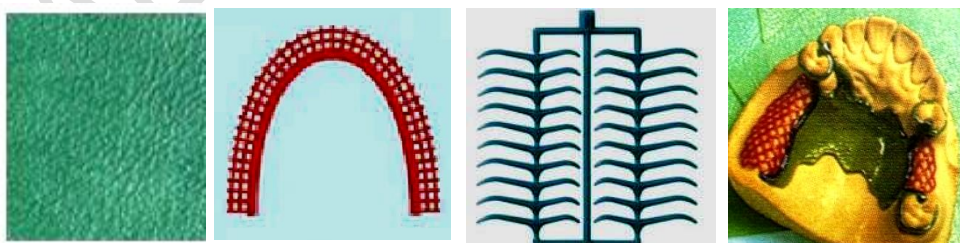
Слика 22. Восоци за појачување на гингивните (маргинални) рабови во отпечатокот.

3. Полуготови конфекциски восочни структури за поставување, адаптирање и моделирање

- Восоци за моделирање на скелетирана парцијална протеза

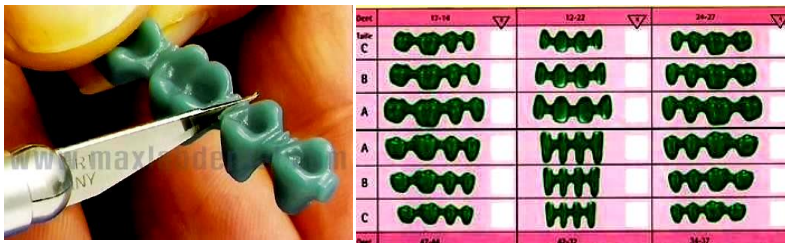
Восоците од оваа група досега не се стандардизирани. Многу малку се знае за нивниот точен хемиски состав. Тие се слични со инлеј восоците во комбинација со парафин, церезин, пчелин восок и смола.

Восоците за моделирање на скелетирана парцијална протеза се со **различни конфекциски облици на восочни елементи** или во форма на **плочи** со различна дебелина. Во зависност од намената тие се различно фабрички обоени (сина, зелена и црвена боја). Постојат и т.н. **восочни профили** за моделирање на составните делови на скелетираната протеза. Тие се конфекциски восочни примероци кои на собна температура се со соодветна пластична состојба погодна за нанесување и лесно адаптирање (моделирање). Ваквите восочни профили се адаптираат на веќе дублиран модел со размекнување или се лепат со леплив восок, а вишокот од восок се отсекува со остро ноже. Конфекциските восочни профили кои служат за моделирање на скелетот на парцијалните протези се карактеризираат со одреден степен на лепливост и на жилавост и цврстина што осигурува нивно прецизно адаптирање на моделот. Овие восоци согоруваат без остаток.



Слика 23. Полуготови конфекциски восочни профили за моделирање на составни делови на метална скелетирана протеза.

Освен ваквите восоци, постојат и полуготови восочни профили за моделирање на меѓучленови или полукоронки во склоп на мостовни конструкции во фиксната протетика.

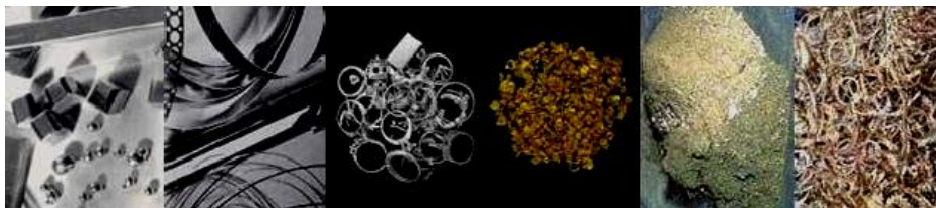


Слика 24. Полуготови восочни профили за моделирање на меѓучленови на мост.

7. СТРУКТУРА И СВОЈСТВА НА МЕТАЛИТЕ КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО ДЕНТАЛНАТА МЕДИЦИНА

Со експанзијата на природните науки во текот на Средниот век, металите и легурите добиваат примарно место во реконструктивната дентална медицина. Па така, и од почетокот на XXI-тиот век металите и нивните легури претставуваат еден од основните материјали на современата дентална протетика чиј раст и развој се темели на растот и развојот на металургијата. Металите и легурите се од огромно значење за општиот раст и развој на човештвото. Металите можат да се употребуваат самостојно, но и како комбинација од повеќе метали во вид на легури. Нивната примена во денталната медицина е нешто повеќе од 100 - 150 години. Негативните особини на легурите се што лесно оксидираат, се премногу еластични или премногу крути. Сепак и покрај тоа, легурите имаат широка примена во денталната медицина.

Денталните легури треба да ги исполнат основните карактеристики на материјалите во кои се вградуваат. Тие треба лесно да се адаптираат во устата на пациентот, но притоа да останат непроменети. Поради ваквите карактеристики од легурите се бара да бидат со различен состав и економични за да бидат пошироко прифатливи. Оттука заклучуваме дека металите и нивните легури претставуваат едни од основните материјали кои ги користи современата дентална протетика.



Слика 25. Разни метали чија примена е во дентална медицина.

Познавањето на металите и легуриите, нивните особини и методите на работа со нив се од посебно значење, како за докторот по дентална медицина, така и за забниот техничар. Од особено значење е однесувањето на металите и на нивните легури при топлотна и при механичка обработка, но и дејството на разни агенси кои се наоѓаат во устата. Од нив зависи постојаноста на металните протетички надоместоци.

Денешната дентална протетика располага со различни метални легури. Дел од нив со својот состав или структура неповолно делуваат врз живите ткива во устата или во целиот организам.

Докторот по дентална медицина и забниот техничар треба добро да бидат запознаени со својствата на металите и на нивните легури за да направат правилен избор. Легурата не треба да дејствува штетно во усната празнина, но исто така е важно при обработка да ги задржи своите добри особини за да не претрпи промени во микроструктурата.

Металите кои се применуваат во денталната медицина се всушност хемиски елементи кои имаат одредени метални особености, според кои се разликуваат од неметалите.

Главни карактеристики им се: кристална градба, метална врска, електропозитивност, добра електрична и топлинска спроводливост, можност за добивање на легури, ковност, сјајност, голема цврстина, селективно врзување со гасовите во стопена состојба, изразена реактивност во истата, висока температура на топење и цврста агрегатна состојба на собна температура. Овие карактеристики се однесуваат на сите метали со исклучок на живата и галиумот.



Слика 26. Примена на метали и легури во разни производи во дентална медицина.

Карактеристично е да се напомене дека не постои јасна граница меѓу метал и неметал. Металите меѓусебно многу се разликуваат како резултат на електронските обвивки на атомите. Металите при премин од течна во цврста состојба кристализираат при што атомите заземаат правилен распоред и формираат кристална решетка. При анализа на атомската структура на кристалот се користи модел на просторна решетка.

Сите метали (освен живата) **кристализираат** во една од трите типови на метална структура: површинско-централно кубна, просторно-централно кубна и хексагонална.

Површинско-централно кубна структура се опишува како коцка со атоми на аглиите и во центрите на страните (Au, Pt, Pd, Ag, Cu).

Просторно-централно кубна структура покрај атоми на аглиите и на секоја страна има и во центарот од коцката од кристалната решетка (Co, Cr, Mo, Fe).

Хексагонална решетка структура постои кога атомите се наредени на страните на аглиите на просторен шестаголник каде во средина се распоредени три атоми (Zn, Ti, Be).

Стопениот метал од течна во тврда агрегатна состојба преминува по пат на кристализација. Кристалните зачетоци растејќи преминуваат во кристали со наизменично повторување на обата процеси. Неопходно за процесот на кристализација е да постојат кристални зачетоци, односно центри на кристализација; растопот да е изладен, а топлината да се одведе од системот.

Хомогената кристализација како ретка појава настанува спонтано со рамномерно растопување во сите делови, за разлика од хетерогената каде стврдувањето започнува од сидовите на чистите метали. Дали металот ќе кристализира или ќе се топи, зависи од границата кристал - растоп, низ која атомите преминуваат истовремено во две насоки, од растопот во кристалот и обратно, од кристалот во растопот. Токму големината на оваа гранична површина директно влијае врз физичко-механичките карактеристики на металот. Уште од почеток кристалот се шири тридимензионално. Големината на кристалите ќе зависи од нивниот број и од начинот на ладењето. Специфичниот облик на металите како поликристални материјали е доста неправилен и наликува на мали елки наречени **дендрити**.

Поим за атом

Протетичките надоместоци се изработуваат од различни материјали метали, керамика и полимери. Овие материјали се применуваат во различни облици (коронки, мостови, интердентални пречки, надградби итн.). Без разлика на надворешниот облик, секој материјал има свои карактеристични својства кои го разликуваат од друг материјал. Материите во природата се наоѓаат како елементи или како хемиски соединенија. Најмал составен дел на еден елемент е **атомот**. Обликот на атомот и меѓуатомските сили ги одредуваат својствата на секој елемент. Тоа значи дека секој атом ги поседува

сите својства на елементот од кој е изграден. Моделот на атомот кој денес е познат, поаѓа од тоа дека атомот не е компактно тело, туку се состои од уште поситни делчиња кои го прават јадрото на атомот и електронските обвивки. Јадрото на атомот се состои од протони и неутрони.

Метална врска

Атомите на металите меѓусебно привлекуваат различни сили. Кај денталните метали по правило се сретнува силна метална врска. Атомите на повеќето метали во својата надворешна обвивка имаат помалку од четири електрони. Поради тоа, овие атоми би можеле да се соединат во стабилни агрегати со други атоми кои во надворешните обвивки содржат стабилни електронски осумки. Ова е всушност т.н. заобиколување во „облаци“ на електрони што се случува со секој атом. Значи дека секој атом ќе биде заобиколен од повеќе други атоми. Понатаму атомите ќе се распоредат на еднакви растојанија еден од друг формирајќи го на тој начин познатиот **просторен решеткаст однос** на атомот.

Својства на металите

Металниот примарен спој е предизвикан од одредени својства на металите. Еден елемент ќе им припадне на металите доколку ги исполнува следните својства:

- создаваат позитивни електронски јони;
- на собна температура се крути (освен живата);
- имаат кристална структура;
- способност да создаваат легури;
- се добри спроводници на електрицитет;
- се добри спроводници на топлина;
- слабо пропуштаат светлина;
- во цврста состојба имаат сјајна површина;
- се со бела до светлосива боја (освен златото и бакарот);
- во ладна состојба покажуваат пластична деформација и
- металните пари се едноатомски.

Металот може да се најде во сите три агрегатни состојби во зависност од дејството на топлината на атомите од металот.

Топење на чист метал

Ако металот се загрева, атомите добиваат вишок на енергија во облик на топлина. Топлотната енергија се претвора во кинетичка со што се зголемува треперењето на амплитудите во атомот. Со посилено треперење атомите заземаат повеќе простор. Затоа металот при загревање има поголем волумен.

Кинетичката енергија во атомот при температура на топење се зголемува дотолку што атомите ги совладуваат привлечните меѓумолекуларни сили од кристалната решетка. Атомите се ослободуваат и наместо треперење прават цик-цак движења. Доаѓа до распаѓање на просторната мрежа.

Но, кога топлинската енергија се врзува и се претвора во кинетичка доаѓа до застој во порастот на температурата. Температурата на топење на чистиот метал останува непроменета во текот на целиот процес на топењето. Кога ќе се ослободи и последниот атом, температурата и понатаму расте со што се постигнува состојба на целосно растопување. За чистите метали температурата на топење и стврднување, односно точките ликвидус и солидус се еднакви.

Стврднување на металите

Во тек на ладењето на растопената легура се одвива обратен процес.

Ако се запре доводот на топлина истовремено се прекинува и изворот на кинетичка енергија на атомот. Растопената легура ја испраќа топлината во поладна околина. Како што паѓа температурата на топењето, така се забавува и движењето на атомите. Секое понатамошно ладење му ја намалува енергијата на атомот со што е оневозможено неговото слободно движење. Во тој момент започнува стврднувањето на растопената легура. За да дојде до тоа, е потребно во растопената легура да постојат центри на кристализација. Центрите на кристализација ги прават ситните нерастопени нечистотии во растопената легура, какви што се сулфидите, високотопливите оксиди, ладните и грубите сидови на киветата или збирот на неколку десетици атоми. На овие први центри на кристализација им се надградуваат атомите кои први се затекнале во близина. Понатаму атомите се нижат просторно во различни правци, а поради нивните електростатски врски се создава решеткаст распоред на атомите. Постојаноста и правилноста на распоредот на атомите е внатрешна карактеристика на секој кристал. Кристалите се делови во стврднатата материја во која атомите се правилно распоредени, а кон надвор се заградени со рамни површини. Создавањето и растот на кристалите течат истовремено. Со меѓусебен судир на два или

повеќе кристали се запира нивниот понатамошен раст. Зголемениот или намалениот волумен на металот се постигнува во крута состојба.

Хемиски особини на металите

Металите градат соединенија со киселини, бази, кислород и јаглерод. Хемиски афинитет има среброто спрема сулфурот и живата спрема златото.

Корозијата може да биде: **рамномерна** (површинска); **нерамномерна** (точкеста) и **интеркристална**;

Обојувањето на металите во устата од корозија се јавува од **оксиди**; **хлориди** и **сулфати** и сл. **Причина** за обојувањето може да биде сомнителна легура, неадекватна техничка обработка или употреба на искористени одливки без дезоксидација и без додавање на нова легура во сооднос на делови 2:1.

8. ЛЕГУРИ-ПРИЧИНИ ЗА ЛЕГИРАЊЕ И МОЖНОСТИ ЗА ЛЕГИРАЊЕ

Во денталната медицина металите многу ретко се применуваат во чиста состојба (златото е меко, среброто оксидира итн.). Чистите метали не можат да им ги исполнат барањата на протетичките материјали. Затоа се настојува да се искористат добрите својства на едните, а да се намалат лошите својства на другите елементи со нивно легирање.

Материјалите кои во себе содржат основен метал и еден или повеќе легирачки елементи се викаат легури. Составни делови на легурите се металите, а понекогаш и неметалните елементи при што секогаш превладува металниот карактер.

Легурите се составени од:

- основен метал кој го одредува типот на кристализацијата;
- метал кој на легурата и дава нови својства;
- други додатоци и
- случајни состојки кои не се сметаат како компоненти на легурата.

Во зависност од бројот на елементите кои учествуваат во легурата тие можат да бидат бинарни, тернарни, кватернарни итн. Структурата на легурата може да биде еднофазна, двофазна, трофазна или повеќефазна. Фазноста на легурата фактички го

означува одвојувањето на еден од елементите од легурата што може да се направи со интерметални соединенија и преку цврст раствор.

Целта на легирањето е да се добие легура со нови, подобрени особини. При легирањето се искористуваат добрите особини на некои компоненти од легурата на кој начин се подобруваат карактеристиките на основниот метал.

Легурите имаат пониска точка на топење (интервал), поситна кристална структура, подобра ливност, подобри механички својства, зголемена отпорност кон корозија, се менува и бојата, а се смалува цената на чинење.

Типичен пример за таква денгална легура е златната легура која ги има сите хемиски карактеристики да биде идеален метал за таква намена, но поради слабите механички својства (мекоста) не може да се користи во чиста состојба. Со додавање на разни примеси и додатоци слабата механичка карактеристика на златото максимално се подобрува.

Поврзување на легурите на атомско ниво се прави преку цврсти раствори и интерметални соединенија.

Цврсти раствори

Примање (привлекување) на атоми на друг метал во својата кристална решетка создава цврст раствор.

Се разликуваат **два типа** на цврсти раствори: **супституциски** и **интерстициски**. Кај супституциските цврсти раствори, атомите од вториот метал кога влегуваат во кристалната решетка на првиот метал ги заменуваат местата со постоечките атоми. Тоа се случува кај слични метали, како на пр.: Au, Ag, Pd, Pt. Интерстициски цврсти раствори создаваат оние метали кои имаат поситни атоми од постоечките и тие се раствораат меѓу нив. Такви елементи со ситни атоми се (C, N, H).

Интерметални соединенија

Интерметални соединенија се оние елементи (метали) кои имаат афинитет меѓусебно да се поврзуваат и тоа обратнопропорционално од местото на нивниот распоред во Периодниот систем (колку се подалеку во Периодниот систем толку повеќе се привлекуваат).

Својства на денталните легури

Услови кои треба да ги исполнува една дентална легура:

а) Физичко-хемиски својства:

- хомогена ситнозрнеста структура;
- стврднување по леењето и можност за облагодорување;
- голема цврстина;
- можност за лемење и постојаност на корозија.

б) Техничка обработка:

- да се топи на отворен пламен;
- да се отпорни на греење и индукција;
- едноставна техника на леење;
- лесна обработка;
- широка толеранција на обработка со минимален ризик и
- економичност при обработката.

в) Прикладност за клиничка употреба:

- клиничката индикација ја одредува тврдоста, еластичноста и течноста на легурата;
- естетски прифатлива боја на легурата;
- да нема штетно дејство по здравјето при обработка;
- постојаност на корозија и
- биокомпатибилност.

Металографска поделба на легурите

При мешање на различни метали е важно да се знае дали хомогеноста од течниот облик се задржува и кога легурата се стврднува. Во крута состојба легурите влегуваат во следниве содноси:

- **Целосна топливост** на сите градебни компоненти градејќи заедничка просторна решетка при што настануваат единствени **мешани кристали**. Станува збор за **растопена легура** или **хомогена структура**. Својствата на легурата се

различни од својствата на поединечните компоненти. Но, со брзо ладење може делумно да изостане топливоста на сите компоненти. Така настануваат зонски кристали кои прават дендритен изглед на микроструктурата. Во тој случај зборуваме за **нехомогена легура**. Постојат два вида на кристали кои се разликуваат во процентуалната застапеност на атомите од одделни компоненти. Со дополнителна термичка обработка тие можат да станат хомогени. За изработка на протетички надоместоци се препорачуваат само хомогени легури.

- **Делумна топливост** на компонентите. Со кристалите на смесата настануваат **мешани кристали**. Својствата на легурите се помеѓу својствата на компонентите.

- **Целосна нетопливост** во крута состојба обезбедува секој метал да ја гради својата решетка при што настануваат кристали и на едната и на другата компонента. Станува збор за смеса од разновидни кристали или **хетерогена легура**.

Постои одреден процентуален однос меѓу компонентите при иста вредност на температурата, т.е. на точката на топење, а не во одреден интервал. Изненадувачки е податокот дека заедничката точка на топење е значајно под вредноста на точката на топење на поединечните компоненти. Овој вид на хетерогена легура се нарекува **еутектик**.

9. ПОДЕЛБА НА ДЕНТАЛНИТЕ ЛЕГУРИ

Во зависност од примената, **денталните легури според тврдоста** се делат на **четири групи**:

- Тип I: **легури со мала цврстина**, наменети за одливки изложени на мал притисок – инлеи;
- Тип II: **легури со средна цврстина**, кои се наменети за инлеи и онлеи;
- Тип III: **легури наменети за големи притисоци** какви што поднесуваат онлеите, коронките и мостовите;
- Тип IV: **легури кои можат да поднесат многу големи притисоци**, какви што се големите конструкции, циркуларни мостови и скелетирани парцијални протези.

Освен оваа постои поделба на легурите и **во зависност од содржината на благородните метали**. Постојат **високоблагородни, благородни и неблагородни** метали. Благородни метали се: злато, платина, паладиум, родиум, иридиум, осмиум и сребро. За разлика од другите метали среброт во усната празнина

нетипично реагира кон останатите благородни метали. Според ISO стандардите во групата на благородни метали влегуваат седум елементи (среброт не е на листата). Во практиката носители на благородните метали се златото, платината и паладиумот.

Третата класа на дентални легури е онаа **во зависност од хемискиот состав**.

Поделбата според **хемискиот состав** претставува основа за поделба на денталните легури. Во зависност од составот прво се чита оној метал кој најмногу е застапен, па понатаму вториот по застапеност и понатаму по ред... (пример, Au – Ag – Cu – Pd, злато – сребро – бакар – паладиумова легура). Од ова правило има исклучоци кај некои легури кај кои се потенцира некој метал што е застапен во мало количество, но поради своите важни особености се нагласува во составот на легурата.

За да ги исполнат основните предуслови, денталните метали и легури треба да бидат биолошки прифатливи, односно:

- да се компатибилни на оралното ткиво (да не се биолошко токсични, да не предизвикуваат имунолошки, воспалителни и канцерогени реакции);
- да се електрохемиски стабилни во усната празнина;
- да имаат добри физички и механички својства (голема цврстина, тврдост и отпорност);
- да не стапуваат во хемиски врски со масите за вложување;
- да можат лесно да се обработуваат и
- интервалот на топење да им биде најмалку за 200 степени повисок од интервалот на топење на керамичките маси.

Поделба на денталните легури е во три основни групи: златни легури, сребропаладиумски легури и легури за металкерамика.

9.1. Златни легури

- **Состав на легурите од злато**

Според општоприфатените ISO стандарди за да може една легура да биде златна, треба во својот состав да има најмалку 65% злато или 75% злато и платинска група на елементи за да може да се применува во денталната медицина.

Во златните легури има и Ag, Cu, Pd, Fe, Sn и Ga, а нивниот состав варира во зависност од степенот на тврдоста и од намената на легурата. **Застапеноста на количеството на злато во легурата се изразува во карати (K) и во проценти(%)**.

Стопроцентна застапеност на златото се изразува како 24K, или еден карат изразен во проценти е 4,17%. На пример, ако во легурата златото е застапено со 75% значи дека златната легура е 18-каратна. Додека пак, ако е застапено со 84 % легурата од злато е 20-каратна.

Според поделбата на легуриите според тврдоста од I до IV, процентуалната застапеност на златото опаѓа, а за сметка на тоа застапеноста на другите метали расте. Поради големата застапеност на златото минимум над 65%, овие легури се викаат златни легури. Благородните особини на златото да не реагира на киселини, да не кородира и да не се менува во усната празнина го прават најзастапено во денталната протетика.

Златото (Au) е еден од првите метали кои човекот воопшто ги има пронајдено и е еден од култните метали во човештвото поради своите карактеристики, а примарно поради бојата (сјајноста). Во природата се наоѓа во реките како златоносен песок, а во Земјината кора е главно помешано со среброто (Ag) и со бакарот (Cu) или е во форма на кварцни жици. Од природата златото се одвојува од среброто односно бакарот со методите на квартација, на рафинирање и на амалгамација.



Слика 27. Златна легура.

Златото е мек метал, нееластичен, добар спроводник на топлина и на електрична струја.

На воздух и во вода е стабилно, не реагира со киселините, не ги врзува гасовите во стопена состојба. Има специфична тежина 19,25 g/cm³, точка на топење 1063°C, тврдина според Мос 2,5 додека според Бринел 19. Контрахира од течна во тврда состојба за 3,84%, а од почетокот на кристализацијата на површинскиот слој до потполно ладење се собира - контрахира за 1,64%.

Среброто (Ag) е метал кој после златото најмногу се наоѓа во овие легури. Како расте класата на тврдост од I до IV, така обратнопропорционално се зголемува и процентот на среброто за разлика од процентот на златото кој се намалува. После златото, среброто е метал кој најдобро се кова и извлекува и кој пренесува електрична и топлотна енергија.

Поради пониската точка на топење (960°C), среброто на легурите од злато им ја намалува точката на топење. Во цврста состојба е многу постојано спрема киселините, но во течна состојба лесно се врзува со нив. Среброто ја менува бојата на златната легура. Колку е процентот на застапеност на среброто во легурата поголем, а помал процентот на бакар, за толку легурата ќе биде со посветла боја и обратно.

Во цврста состојба на собна температура или зголемена температура, среброто е постојано во однос на кислородот. Но, во стопена состојба лесно го врзува кислородот, а после стврднувањето дава порозен одливкок.

Бакар (Cu) со точка на топење од 1083°C е трет по ред застапен метал во оваа легура, дава црвенкаста боја и поголема можност за тврдост која со жарење повторно се намалува и е лесна за обработка. Потешко се топи со златото, а полесно со среброто. При легирањето прво треба да се помешаат бакарот и среброто и на таа легура се додава растопеното злато во одреден сооднос. Бакарот ја зголемува тврдоста на легурата и други механички својства. Со златото формира соединенија (интерметални соединенија) со што се зголемува тврдината (облагородување). Со загревање во присуство на воздух оксидира и создава бакарни оксиди кои на површината на металот се манифестираат во вид на црни дамки.

Платина (Pt) е благороден метал со сивкаста боја кој на оваа легура ѝ дава повисока точка на топење – 1774°C . Важно е што кристалите на платината во истопената златна легура се однесуваат како центри на кристализација. Со присуството на платината се подобруваат механичките карактеристики на легурата.

Паладиумот (Pd) позитивно влијае на механичките својства на легурата, па понекогаш во некои легури ја заменува платината која по цена е доста поскапа.

Цинкот (Zn) е застапен во мало количество. Има влијание во намалување на температурата на топење (интервал) и на површинскиот напон со што ја прави попогодна за леење (основна причина за неговото присуство во легурата). Има голем

афинитет спрема кислородот, а заедно со индиумот и калајот имаат улога на дезоксиданси во легурата.

Индиумот (In) во златото го има во трагови, а исто така и **Калајот (Ca)**. Заедничка особина и задача им е да ја намалат точката (интервал) на топење и имаат улога исто како и цинкот, да вршат дезоксидација.

9.2. Сребропаладиумски легури

Алтернативна легура на златната е сребропаладиумската легура. Во споредба со првата, оваа легура е многу поевтина, па сепак е соодветна алтернатива на златната легура посебно за третата група на легури кои според тврдоста се применуваат за оваа намена. Оваа легура **во составот содржи** сребро - Ag (60-70%) и паладиум - Pd (25-30%) и малку или воопшто не содржи злато, неблагородни метали (Cu, Zn, In, Sn, Ni и Fe). Својството и на легурата (Ag - Pd) го одредуваат овие два метали со своите особености. Мора да се напомене дека кога легурата би била составена само од овие два метали, тогаш таа не би имала никаква примена во стоматологијата поради нивната порозност и висока точка на топење. Неблагородните метали ѝ даваат пониска точка на топење и служат како дезоксиданс со што го неутрализираат поврзувањето на афинитетот на поврзување на среброто и паладиумот со кислородот. Легурата е со сивкастобела боја, со помала густина од златните легури и се топи на температура од 900 - 1200°C. Како што напоменавме, нејзините физичко-механички својства се слични со својствата на легурата на златото од група III. Оваа легура може и да не ги исполни биокompatибилните особености што се очекуваат од неа поради разложувањето на златото и непроменета на паладиумот кој добива нерамни површини, а соседните ткива на тоа реагираат така што ја менуваат бојата.

9.3. Легури за металкерамика

Според процентот на благородни метали во својот **состав овие легури** се поделени на: **високоблагородни, благородни и неблагородни легури за металкерамика.**

Се смета дека овие легури биле составен дел во повеќе од 70% од денталните надоместоци кон крајот на дваесеттиот век. Основна особина на овие легури е да бидат многу цврсти поради тоа што металкерамичките конструкции мораат во базниот дел (металот) да бидат многу тенки. Денес, во развиениот свет се нудат безброј легури за овие конструкции со различни карактеристики, особености и секако цени кои ни малку не се за отфрлање при одлучување за изборот на забниот техничар.

1. Високоблагородни легури од злато за металкерамика

Оваа легура е високоблагородна и воедно спаѓа во групата на најблагодарни легури за изработка на керамика со голем процент на злато.



Слика 28. Легури од злато за металкерамика.

Се одликува со голема биоинертност и одлично врзување за керамиката. Има различен хемиски состав, но сепак како најтранспарентни и најексплоатирани се легурите со следниот состав:

а) Златно - платино – паладиумска легура

Оваа легура може да содржи до 87% злато, платина до 11% и паладиум до 9%. Таа обезбедува постојаност и некорозивност во секоја средина, добра ливност и фина структура на одливот. Мали додатоци на неблагородни метали (помали од 1%) ги подобруваат карактеристиките и ја прават водечка за оваа намена.



Слика 29. Златно - платино – паладиумска легура.

Единствена слабост на оваа легура е нискиот степен на еластичност така што дебелината на металната конструкција ќе биде гранична, но ако е добро испланирана истата не би требало да се крши.

б) Златно - паладиумско – сребрена легура



Слика 30. Златно – паладиумско – сребрена легура.

Оваа легура е составена од злато (39-77%), паладиум до 35 % и сребро (8-22%). Има слични карактеристики како првата само е поевтина, а со додавање на сребро ù се подобруваат карактеристиките на цврстина и жилавост. Од неа можат да се моделираат и пограцилни метални конструкции, но затоа пак поврзувањето на среброто со кислородот може да доведе до порозност и пребојување на порцеланот.

в) Златно-паладиумска легура

Оваа легура содржи злато (45-55%) и паладиум (45-55%) и нормално останати неблагородни метали до 1%. Цената на легурата ја прави попростапна, а зголемувањето на процентот на паладиумот, кој воедно ги зголемува тврдината и крутоста, обезбедува механичка постојаност на мостовната конструкција. Поради овие карактеристики од неа можат да се моделираат грацилни метални конструкции. Недостаток на оваа легура е афинитетот на паладиумот кон кислородот и неговата пречувствителност на жарење.



Слика 31. Златно – паладиумска легура.

2. Благородни легури на паладиум за металкерамика

Компромисот помеѓу високоблагородната и неблагородната легура е токму кај овие благородни легури на паладиумот. Цената е основен водач на овој вид легури кај кои основата ја прави паладиумот со застапеност од 54 - 88%. Во зависност од останатите метали можеме да добиеме повеќе, но применуваме **три основни легури на паладиум**: со сребро, со бакар и со кобалт. Кај овие легури добри се физичко-механичките карактеристики, но поради големата застапеност на паладиумот, а потоа и на среброто и на бакарот, лоши се нивните особености на поврзување со кислородот. Овие легури тешко се леат и за нив важат условите за „контролирано леање“.

3. Неблагородни легури за металкерамика

Неблагородни легури се: Ni - Cr легури, Co - Cr легури, Fe - легури и - Ti - легури.

а) Легури на никел и легури на кобалт

Во составот на овие легури и едниот и другиот метал во својата легура учествуваат со 60-80%. Нивната примена за металкерамички изработки е најголема поради ниската цена и покрај тврдењата дека во нивните легури го има токсичниот берилиум (Be) и алергогениот елемент никел (Ni). Основен додаток на овие легури е хромот, па карактеристично е што овие легури тешко се леат, а нивните одливки се слабо компактни.



Слика 32. Злато – паладиумска легура.

Поради двапати поголемата тврдост овие одливки тешко се обработуваат, а истото се случува и по синтерување на керамиката, односно при отстранување на оксидите од внатрешната страна.

б) Легури на кобалт

За разлика од никелот, легурите на кобалтот се биолошки поприфатливи и спаѓаат во групата на биотолерантни метали. Основа на оваа легура претставува **кобалт - хром - молибден** со останати додатоци во трагови од титан, вирониум и др. Ова е една од поновите легури која е добра за работа и е биотолерантна. Неминовно треба да се спомене и присуството на **титанот**, кој е метал кој влијае врз електрохемиската постојаност на легурата и прави одлична врска со металкерамиката.

10. ЛЕГУРИ ЗА ИЗРАБОТКА НА БАЗА НА ПАРЦИЈАЛНИ ПРОТЕЗИ. ЛЕГУРИ ОД ТИТАН И ЖИЦИ

ЛЕГУРИ ЗА ИЗРАБОТКА НА БАЗА НА ПАРЦИЈАЛНИ ПРОТЕЗИ

Современите легури за изработка на базата за парцијални-скелетирани протези веќе не се изработуваат од Co–Cr–Ni (кобалтхромникелова легура), туку **наместо никелот се легираат со молибден-Мо**, па се **Co-Cr-Мо легури**. Во оваа група на легури може, но не се користи златото поради неговата цена.



Слика 33. Co-Cr-Mo легури за изработка на база за парцијална протеза.

Со - кобалтот во легурата ги внесува своите особености за голема цврстина и одлична ливност. Кобалтот со хромот прават голем број на цврсти раствори кои зависат од нивниот сооднос. Карактеристично за кобалтот е тоа што и покрај својата неблагородност заедно со хромот во легурата останува стабилен и некорозивен.

Cr - хромот е втор елемент застапен во легурата, помеѓу 27-31%. Тој е одговорен за хемиската стабилност на легурата бидејќи ја прави електрохемиски постојана.

Mo - молибденот е застапен од 4,5-5,5%, има висока точка на топење (2630°C), а неговите атоми се центрите на кристализација на оваа легура. Тој позитивно влијае врз механичките особини на легурата и ги заштитува кобалтот и хромот од претерано врзување со јаглеродот, градејќи Mo_6C .

Во овие легури има и манган, силициум, јаглерод и други елементи кои ги подобруваат особеностите на основната легура и елементите во неа.

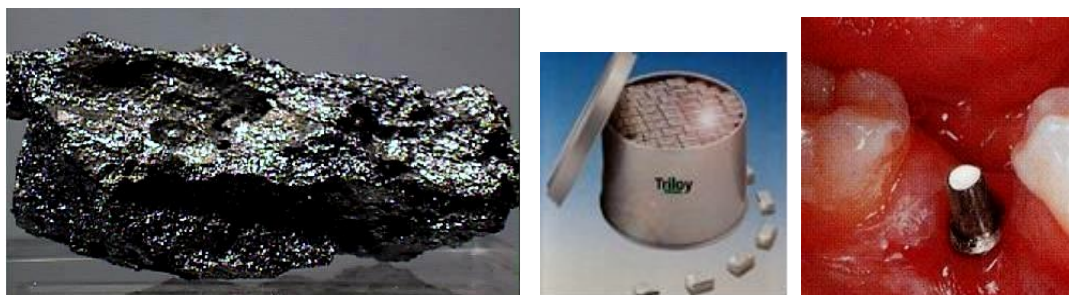
Во поново време со цел за поголема биолошка прифатливост во овие легури за парцијални протези **се додаваат и платина и паладиум**. Co-Cr-Mo легура има висока точка на топење која изнесува $1320 - 1420^{\circ}\text{C}$. При ладење легурата се контрахира за 2,12-2,24%, додека по обработката има карактеристични металносјајни површини. Поради одличните особености оваа легура е позната како суперлегура поради тоа што издржува големо оптоварување.

ЛЕГУРИ ОД ТИТАН

Титанот е материјал кој ги заменува кобалт-хром легурите при изработка на базата на парцијалните и тоталните протези, коронките и мостовите. Механичките својства му се слични како на силно тврдите златни легури. Високата резистенција на корозија, компатибилност со ткивата на усната празнина и воопшто на целиот организам и ниската цена, се атрибути со кои секојдневно му се проширува примената во денталната медицина.

Токму биокомпатибилноста на титанот му ја условува иднината во современата дентална медицина, со негова примена во ендодонцијата, ортодонцијата, протетиката, при што се фаворизира во имплантологијата како ненадминат материјал за имплантанти.

Тој претставува идеален алтернативен материјал за изработка на забни надоместоци кај пациенти чувствителни на никел, кобалт и злато.



Слика 34. Титан и легури од титан.

Во денталната медицина се применува како **комерцијално чист титан**, со застапеност на титанот (Ti) од 99,75%, кислород (O₂) 0,25%, а како трагови во составот влегуваат и азот (N) јаглерод (C) и водород (H). Како неблагороден и најреактивен метал оксидира и се јавува како TiO₂, TiO, Ti₂O₅ при што го прави металот отпорен на корозија, биоинертен и стабилен. Тој е практично единствениот достапен облик на титанот. Главната одлика односно големата биокомпатибилност е условена токму од необично силната врска помеѓу титанот и кислородот.

Најпозната легура **на титанот** е Ti-6Al-4V. Оваа легура содржи титан (Ti) до 90%, додека алуминиумот (Al) е присутен со 6%, обезбедувајќи ја стабилноста на легурата, а пак зголемената тврдост и цврстина се резултат на содржаниот ванадиум (V) со 4%. Топењето и леењето како голема специфичност карактеристично за оваа легура бара висока технологија и значително висока температура на леење од 1670°C, во строго обезбедени услови (вакуум или инертни гасови).

Комерцијално чистиот титан и легурите на титан ја прават најмалата густина од 4,5 g/cm³, споредена со сите досега познати дентални легури. Таа се јавува како единствена легура во однос на лошата термичка спроводливост.

Сите досега опишани легури припаѓаат на групата на **ливни легури**.

Класификацијата направена според начинот на работа одвојува уште една група на легури - **ковни** легури. Примери за ковни легури се челиците и жиците.

Челик

Челикот е легура од железо (Fe) и јаглерод (C). Во зависност од процентуалната застапеност на јаглеродот е наменета за ковање или за леење. За да се коригира негативната и специфичната карактеристика на челикот односно оксидацијата на железото и да се однесува како хетерогена и електрохемиски непостојана легура, тој се легира со хром или со хром и никел. Ваквиот челик е наречен благороден легиран челик и претставува хомоген материјал, со пасивизирани површини, е постојан во воздух, во вода и во ткивните течности.

ЖИЦИ

Денталната индустрија за потребите на денталната медицина и нејзините гранки, како што се ортодонцијата и протетиката, произведува жица од различни легури: челик што не пресува; Co-Cr-Ni; Ni-Ti; легури на злато; и поретко Pd-Au-Pt и Pd-Ag-Cu.



Слика 35. Жица која се користи за фиксен ортодонтски третман.

Жицата се добива со процесот на истовремено влечење и пресување на одливките низ сè потесни отвори додека не се добие потребниот пресек. При овој процес се менува обликот на кристалите. Тие се издолжени и влакнести, и допринесуваат жицата да поседува карактеристични својства кои ги задоволуваат општите потреби, како што се компатибилност во однос на оралните ткива, електрохемиска постојаност и отпорност на корозија и можност за манипулација без кршење. Како посебни барања се потенцираат еластичноста и жилавоста односно способноста при еластична деформација примарното количество на енергија да се ослободи со тек на време.

Жица за изработка на ретенциони и активни елементи

Жицата која се употребува во **мобилната ортодонтска терапија** не мора да ги исполнува така строгите барања како при нејзината примена во **фиксни ортодонтски апарати**. Обично се употребува челична жица поради ниската цена, добрата отпорност кон корозија и биокompatibilноста. Во последно време на пазарот се продава во неколку типови. На пример, за изработка на лабијални, вестибуларни и палатинални лакови на

функционалните апарати најчесто се употребува челична тврда жица. Кај функционалните апарати не е потребна еластичност, ниту активно дејство, туку само допир на жицата. За изработка на ретенциони елементи (кукачки) и активни елементи (лабијални лакови, пружини и сл.) на плочести активни апарати, но и на некои функционални (Fränkel, Vilmer), се употребува помалку или повеќе еластична жица. Споменатата челична жица во суштина е челик од хром и никел и доаѓа под разни фабрички имиња, зависно од производителот. Во последните неколку години, поради сè почестите алергиски реакции на никел, е воведена технолошки променета жица каде никелот е заменет со манган и кислород што ги исклучува алергиските реакции и дури ја подобрува еластичноста на жицата. Производителите наведуваат дека се работи за процес на лиена жица под висок притисок со дополнително полирање и термичка обработка, но не ги наведуваат прецизните детали за технолошкиот процес и состав. Сите челични жици кои се употребуваат во мобилната терапија можат многу успешно да се виткаат, термички да се обработуваат, заваруваат и лемат.

11. ТЕРМИЧКА ОБРАБОТКА НА ЛЕГУРИТЕ-рекристализација, хомогенизација и облагодорување на легуриите

Рекристализација на легуриите

Ладната обработка на легуриите (виткање, сечење, валање, ковање) предизвикува деформација на кристалите односно нивно развлекување или навлегување еден во друг. Со тоа се зголемува и нивната внатрешна напнатост. Оваа појава доведува до зголемување на тврдоста, еластичноста и цврстината за на крај и можноста легурата да пукне.

После ладна обработка легуриите се крти, со намалена истегливост, жилавост и корозивна отпорност. Таквата легура не може понатаму правилно да се обликува.

За да се оспособи легурата за понатамошна работа, е потребно да се намали нејзината внатрешна напнатост. Тоа се постигнува со топлотна обработка односно со нејзина рекристализација. Оваа топлотна обработка се состои во загревање на предметот-објектот на ладно деформираната легура на температура од 700 до 800°C (до црвено усвитување) за златните легури, а за сребропаладиумските легури од 850 до 900°C, во траење од две минути. Потоа објектот постепено се лади. Се препорачува рекристализацијата да се направи во електрична печка бидејќи тогаш има

можноста да се контролира температурата, затоа што рекристализацијата се обавува без присуство на отворен пламен.

Колку е легурата почиста, толку температурата е пониска. На овој начин односно со рекристализација, деформираните кристали се враќаат во нормална положба, а легурата е омекната, намален е внатрешниот напон, а намалена е и цврстината, тврдоста и еластичноста. За сметка на тоа, зголемена е истегливоста, жилавоста и отпорноста кон корозија. После рекристализација материјалот ги добива истите особини кои ги имал пред ладната обработка и повторно може да се обработува по ладен пат.

Рекристализацијата на еден објект може да се постигне само ако тој претходно бил обработуван по ладен пат, а постапката може да се повтори до трипати.

Хомогенизација на легурите

Во процесот на **топла обработка** на легурите-леењето, стврднувањето на растопените легури е придружено со формирање на нехомогени кристали. Ова формирање на нехомогени кристали е во зависност од температурата и брзината на ладењето односно од потребното време за дифузија. Нехомогените кристали се јавуваат како резултат на различната температура (брзина) на стврднувањето на секоја компонента од легурата (колку точката на топење на некоја компонента од легурата е повисока, толку нејзиното стврднување ќе биде побрзо). Бидејќи легурите се составени од повеќе компоненти, составот на мешовитите кристали му одговара на процентуалниот состав на компонентите на легурата. Секој кристал е всушност легура во мало.

После излевањето и стврднувањето на легурата (тврд раствор), концентрацијата на елементите е различна. Се јавуваат места каде што има поголема концентрација на благороден метал т.н. **дендритски скелет** и места со поголема концентрација на неблагороден метал (места сиромашни со благороден метал) наречен **дендритска сегрегација**. Ваквиот излеан објект со нехомогена структура е помалку отпорен кон корозија. За да се врати повторно хомогената структура е потребно да се изврши хомогенизација (изедначување на концентрацијата на компонентите во кристалите во тврда состојба). Тоа се постигнува со топла обработка на излеаниот објект. **Објектот заедно со излеаните канали се грее 20 до 30 минути на температура за хомогенизација која е различна за секоја легура.**

Во принцип, температурата за постигнување на хомогенизација е пониска за околу 250°C од долната точка (солидус точката) на интервалот на топење за соодветната легура. При оваа процедура, под дејство на температурата попушта кохезионата сила меѓу молекулите,

а се зголемува кинетичката енергија на атомите при што настанува мешање и движење на атомите од металите со поголема концентрација на благороден метал кон местата со помала концентрација и обратно. Притоа доаѓа до хомогенизација на компонентите во кристалите. После хомогенизацијата предметите ја зголемуваат отпорноста на корозија и хемиската постојаност.

Облагородување на легурите

Тоа е всушност **топла обработка на легурите во тврда состојба** со цел да се зголемат тврдоста и еластичноста. Облагородувањето не е можно кај сите легури, односно чистите метали не можат да се облагородуваат.

Облагородувањето се врши на температура од 200 до 400°C, за времетраење од 10 до 20 минути, во зависност од легурата.

Со облагородување на ниски температури по пат на дифузија атомите се прегрупираат во просторни мрежички. На овие ниски температури доаѓаат до израз особините на некои метали да реагираат меѓу себе и да создаваат интерметални соединенија. За да дојде до облагородување во легурата треба да бидат присутни компоненти кои влијаат на облагородувањето (пр. бакар).

За да може една легура да се облагороди, претходно треба да биде хомогенизирана или рекристализирана бидејќи температурата на облагородување е пониска.

Како резултат на облагородувањето се подобруваат механичките особини на легурите (зголемување на тврдоста, еластичноста и др.). Ако облагородениот предмет се загрее, ја губи тврдоста, но повторно може да се облагороди. Сите благородни легури не се погодни за облагородување, 22-каратно злато не може да се облагороди, а 20-каратно злато може да се облагороди, но не доволно.

Колку е каратот понизок, толку се зголемува процентот на бакар, па се зголемуваат и шансите за облагородување. На пример, 18-каратна легура се облагородува на температура од 300°C за време од 20 минути, при што се зголемува нејзината тврдост за 30%. Со додавање на платина во златните легури се овозможува облагородување.

Сребропаладиумските легури, исто така можат да се облагородуваат и тоа на температура од 350 до 400°C за времетраење од 15 до 20 минути при што тврдоста и жилавоста можат да се зголемат и до 80%.

12. ПОСЛЕДИЦИ ОД НЕПРАВИЛНО РАКУВАЊЕ СО ЛЕГУРИ - корозија на метали и легури и промена на бојата на легурите

Корозија на метали и легури

Корозијата е процес на растворање и распаѓање под дејство на физички и хемиски фактори, како што се воздух, влага, некои агенци, раствори на киселини, бази, соли и др.



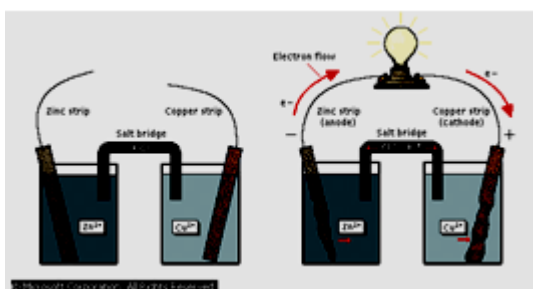
Слика 36. Корозија на метали.

Во зависност од условите во кои се одвива, корозијата може да биде **хемиска** и **електрохемиска**.

Хемиската корозија е директна хемиска реакција меѓу метални и неметални супстанции што доведува до пропаѓање на металите. Бидејќи хемиската корозија се одвива во отсуство на вода и други течности, уште се нарекува и **сува корозија**.

Електрохемиската корозија се одвива во присуство на вода и други течни електролити, па затоа се нарекува уште и **влажна корозија**. Електрохемискиот процес на оксидација на металите е најчест тип на корозија. Едноставно може да се рече дека металите кородираат поради оксидација.

За да дојде до рѓосување на железото во средината мора да има и киселина и вода. Доколку железото се стави во вода од која е ослободена киселината, тогаш нема да дојде до рѓосување. Исто така, ако железото се изложи во атмосфера која содржи само киселина, тогаш нема да се одвива реакција на рѓосување. Сад со раствор на сол од некој метал во кој се наоѓаат потопени парченца на истиот метал, претставува галвански полуелемент. Ако се растворот два галвански полуелементи и истите се спојат со електролитички мост, а метална плоча се поврзе со спроводник, тогаш се добива галвански елемент т.е. спрега или ќелија.



Слика 37. Галвански елемент.

Кај галванскиот елемент вишокот електрони ослободени од едниот метал (негативна електрода) низ проводник преминуваат на другиот метал (позитивна електрода), при што доаѓа до појава на галванска струја. Кај галванската спрега на два метали потопени во раствор на електролит, негативна електрода ќе биде металот кој има понизок електроден потенцијал. Ако како пример ја земеме галванската спрега на Zn и Cu, тогаш негативна електрода ќе биде Zn бидејќи е со понизок електроден потенцијал и ќе дојде до негова оксидација: $\text{Zn} \rightarrow \text{Zn}^{2+} + 2\text{e}^-$. Бакарот кој е со повисок електроден потенцијал, ќе биде позитивна електрода и ќе се редуцира: $\text{Cu} + 2\text{e}^- \rightarrow \text{Cu}$.

Нискиот електроден потенцијал на металите одржува висока реактивност, односно висока способност за отпуштање на електрони, а со тоа и веројатноста за корозија на металите е поголема. Кај галванската спрега на кои било два метали потопени во раствор на електролит, негативна електрода ќе биде металот кој има понизок електроден потенцијал. Галванска спрега не е само систем на два метали потопени во растворите на своите соли, туку тоа може да биде и спрега изградена од кои било два метали поставени во раствор на кој било електролит.

Како **електрохемиска ќелија** може да се прикаже спрега од амалгам кај дентална реставрација и легура од злато кај протетички надоместок во усната празнина. Таму има една електрода (анода) од амалгамот и друга електрода (катода) од легурата на златото од протетичкиот надоместок. При тоа плунката игра улога на електролит во кој се наоѓаат електродите.

Живата има низок електроден потенцијал, па затоа амалгамската електрода претставува негативна електрода, која оксидира односно се раствора. Тоа може да се види и од следнава реакција: $\text{Hg}_0 \rightarrow \text{Hg}^{2+} + 2\text{e}^-$. На катодата мора да дојде до реакција на редукција која ќе ги потроши електроните ослободени од анодата.

Бидејќи веројатноста во плунката да се најдат јони на злато е мала, на катодата можат да се наталожат јони на кој било метал од плунката, но можни се и други реакции на редукција, како што е редукција на водороден јон или формирање на хидрооксидни јони, што зависи од условите во средината. И оваа проста електрохемиска ќелија е извор на струја како и сите други галвански ќелии, како на пример, батерија каде движењето на електроните низ проводникот кој ги спојува електродите може да доведе до појава на светлина во сијалицата на батериската ламба.

Во усната празнина може да доведе до промена на бојата на протетичките надоместоци или до ’рѓосување, односно може да предизвика таложење на метал на околните ткива.



Слика 38. Таложење на метал на околните ткива.

Доколку два метали со различен електроден потенцијал дојдат во допир со плунка која се смета за електролит ќе се формира микрогалванска ќелија и ќе протече струја. На овој начин доаѓа до корозија и нагризување на металот на надоместоците во устата. За да дојде до корозија, не секогаш се потребни два различни метали т.е. метали со различен електроден потенцијал. И на површината на еден ист метал може да се создаде т.н. локален галвански елемент кој настанува кога различни места на иста метална површина имаат различен електроден потенцијал.

Причина за различен електроден потенцијал на површината на еден ист метал може да биде делумна оксидација на површината на металот, присуство на нечистотии како на пример, плак, па дури и механичка обработка на металот.

Секој метал изложен на нечистотија или притисок секогаш има понизок електроден потенцијал и се однесува како негативна електрода за формирање на локален галвански елемент.

Постојат различни типови на електрохемиска корозија, а сите тие типови можат до одреден степен да бидат застапени во оралната средина. Електрохемиските

особини на плунката зависат од нејзиниот состав, од концентрацијата на компонентите, од рН вредноста на средината, од површинскиот напон и од пуферскиот капацитет.

Кога различни метали доаѓаат во директен физички контакт, се јавува **електрохемиска корозија на различни метали**.

Пример за овој вид на дентална корозија се две сепаратни надоместоци од хемиски различни метали. Ефектот на галвански шок кој се создава при ваква комбинација на метали е добро познат во денталната медицина.

На пример, да претпоставиме дека амалгамска реставрација се наоѓа на оклузивната површина на горен заб, веднаш наспроти златен инлеј на долен заб при тоа кога и двете реставрации ќе се навлажнат од плунката, ќе станат електроди на галвански полуелементи, меѓу кои постои разлика во потенцијалите поради различните електродни потенцијали кои се всушност основни состојки на реставрациите. До ваква ситуација во усната празнина доаѓа кога две реставрации доаѓаат во меѓусебен допир при што меѓу двете легури се јавува краткотрајна струја. Како резултат на тоа пациентот има чувство на пецкање, жарење, па дури и болка.

И кога забите не се во контакт, разликата во потенцијалите меѓу двете полнења сè уште постои. При тоа, плунката како електролит може да спроведува струја и на тврдите и на меките ткива што претставува спроводник кој ги спојува електродите, односно полнењата.

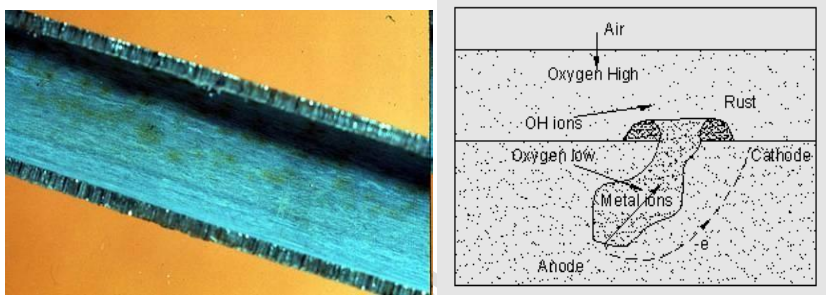
Се претпоставува дека јачината на електричната струја во оралната празнина, меѓу златна коронка и амалгамска реставрација кои не се во контакт изнесува приближно 0,5 – 1mA при EMS приближно од 0,5 V. Овие струи се со нешто поголем интензитет кога металите се различни, но исто така можат да се јават и кај реставрации од слични метали кои никогаш немаат потполно идентичен површински состав или структура. **Јачината на микрострујата во реставрациите се намалува** со нивното стареење и со препокривање на истите со лак, кој игра улога на изолатор и го оневозможува затворањето на струјното коло. На тој начин се елиминира галванската струја.

Друг тип на корозија е **корозија на метални површини со хетероген состав**. Како пример за овој вид на корозија може да се наведе корозијата кај еутектикум легурите. Отпорноста на корозија кај овие легури е доста помала за разлика од легурите кои претставуваат цврсти раствори. Кога легурата содржи некој еутектикум потопен во електролит, тогаш металните зрна со понизок електроден потенцијал се подложни на оксидација, а како резултат на тоа се јавува корозија.

Како резултат на штетното делување на притисокот врз некој метал кој се наоѓа во корозиска средина, доаѓа до **корозија предизвикана под дејство на притисок**. Зачестено ставање и симнување, на пример на скелетирана протеза може да предизвика притисок врз легурата од која е изработена протезата особено на границата на зрната.

При тоа во комбинација со условите во оралната празнина создадениот притисок доведува до т.н. **притисочна корозија**. Малите површински неправилности на металните надоместоци, како што се порозност или некоја гребнатинка може доволно да го забрзаат процесот на корозија.

Покрај горенаведените видови електрохемиски корозии постои и уште еден тип корозија, т.н. **пукнатинска корозија**. До ваков тип на корозија доаѓа кога постои промена во концентрацијата на присутните електролити. На пример, често постои акумулација на храна во интерпроксималните делови на забите, особено кога оралната хигиена не се одржува редовно.

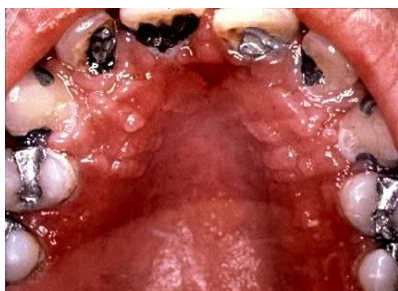


Слика 39. Пукнатинска корозија.

При тоа, акумулираната храна на површината на забот произведува еден тип на електролит кој реагира со електролитот кој ја создава плунката на оклузивната површина на забот и при што настанува електрохемиска корозија на металната површина.

Промена на бојата на металите и легурите

Како последица на некои хемиски промени на површината на металите, може да дојде до **нивно потемнување**-промена на бојата, односно потемнување или дисколорација. Ова потемнување или дисколоризација е предизвикано од некои хемиски промени кои се наоѓаат само на површинските слоеви на металот без никакви промени во подлабоките слоеви.



Слика 40. Потемнување на забите како последица од потемнување на металите и на забите како последица од потемнување на металите и легурите.

Дисколоризацијата на металната површина без промени во хемискиот состав, се смета за последица на формирање талог на површината на металните реставрации со различна природа. Меѓутоа, не секогаш забниот камен и плакот ја предизвикуваат дисколоризацијата. Промената на бојата може да биде и резултат на хемиски реакции на металот со супстанциите од усната празнина, при што доаѓа до промена на хемискиот состав на површината на металот т.е. создавање на оксиди, сулфиди, хлориди или други соединенија.

Ваквото потемнување може да го заштити металот од натамошно пропаѓање што претставува пасивизација на металот. Но, во некои случаи оваа фаза на потемнување се смета за прв чекор кон понатамошна, трајна промена на металот односно хемиска корозија. Дали металот ќе се пасивизира или ќе продолжи корозијата зависи од градбата на металот.

Сите метали со исклучок на благородните, **реагираат со киселини од воздухот и градат оксиди.** **Оксидниот слој** на површината на металот може да биде непорозен и цврсто врзан за површината, поради што претставува бариера за натамошен транспорт на киселината и металните јони. **Оксидниот слој го штити металот од понатамошна оксидација и корозија.** Со други зборови, **металот се пасивизира.** Овој вид пасивизација може да се создаде само на мазни и сјајни површини.

Високоблагородните легури кои се употребуваат во денталната медицина **се хемиски инактивни**, односно не подлежат на корозија во усната празнина. Главни компоненти на овие легури се еден или повеќе благородни елементи, како што се: злато, платина, паладиум, иридиум, осмиум, родиум, рутениум. Златото, платината и паладиумот најмногу се употребуваат во денталните легури.

Среброто според ISO стандардите за стоматолошки материјали, не се смета за благороден елемент, бидејќи реагира со воздухот, водата, сулфурот и гради сребренсулфид.

Титаниумот, хромот и алуминиумот се метали кои најлесно се пасивизираат. Титаниумот е корозиски најпостојан, па затоа се употребува за изработка на хируршки импланти и денес наоѓа сè поголема примена во денталната протетика.

13. МАТЕРИЈАЛИ ЗА ВЛОЖУВАЊЕ

Леењето како процес во денталната протетика бара голема прецизност. Излеаниот објект мора во целост да одговара на обликуваниот модел од восок. За да се излее некој измоделиран модел од восок или од акрилат, е потребна претходна подготовка односно треба да се вложи со специјална огноотпорна маса со чија помош всушност ќе се добие калап. Ова е можно да се оствари само со помош на масите за вложување. Под одредена температура на загревање доаѓа до елиминирање на восочниот или на акрилатниот модел и на тој начин се добива ливна шуплина.

Токму поради тоа секоја маса за вложување треба да има некои **основни карактеристики**, како што се:

1. времето за стврднување треба да биде меѓу 7 и 10 минути;
2. масата не треба да содржи средства кои можат да му наштетат на одлевокот, на тој начин што ќе реагираат со него (пр. фосфор, сода);
3. да не се залепува за одлевокот, туку да може лесно и брзо да се отстрани;
4. составот на масата да биде од високодисперзиран прашок, кој ќе му даде глатка и мазна површина на одлевокот, ист како и од восочниот модел;
5. да не се распаѓа при загревање на одредена температура, и
6. да има доволно добра експанзија што ќе ја компензира контракцијата на металот.

Состав на масите за вложување

Постојат повеќе видови на маси за вложување, а заедничко на сите им е што во својот состав содржат термоотпорни материјали и средства за врзување. Најважна термоотпорна компонента од составот на масата е фино сомелениот силициум диоксид SiO_2 (кварц). Тој

се сретнува во хидратен облик како (кремен, опал и ахат). Анхидрантниот облик се состои од три различни модификации на кристали со различни својства и тоа: **кварц, кристобалит и тридимит**. Тридимитот нема примена во масите за вложување.

Кристобалитните маси покажуваат поголема термичка експанзија, побавно се стврднуваат, се потврди и имаат помазни површини од масите што содржат кварцно брашно. Врз тврдоста влијае и присуството на гипс, алфа-а или бета б-полухидратот, како и соодносот на водата и прашокот. Масата со поголемо количество на гипс е потврда, а кај онаа со помалку гипс тврдоста е помала. Доколку масите за вложување се замешаат поретко, тогаш тие при загревање ќе се распадат.

Најчесто се употребува кварц со максимална експанзија од 1,2- 1,4% или кристобалит со експанзија од 1,6 до 1,8%. Други огноотпорни составни компоненти на масите најмногу до 2,0% се: шамотот, азбестот, каолинот, графитот, како и некои метални оксиди во вид на прашок. Тие ја зголемуваат огноотпорноста и ја подобруваат спроводливоста на топлина.

Масите за вложување, исто така содржат и **јаглен, односно графит** кој го олеснува влевањето на металот и обезбедува редукирани услови, ја ограничува оксидацијата на легурата и влијае на мазната површина на објектот. Во поголем дел се сретнува кај масите за вложување од хром-кобалт-молибден легурите односно од високотопивите легури. Исто така, во масите се додава и мало количество на **боракс и натриум хлорид, калиум хлорид** и на **литиум хлорид** за да се намали контракцијата на гипсот, а истовремено да се зголеми експанзијата на масата.

Сите видови на маси за вложување поседуваат едно заедничко својство, а тоа е дека се составени од **две основни компоненти**:

1. Огноотпорни супстанции, издржливи на највисоки температури без распаѓање. Најважната огноотпорна компонента е силициум диоксидот, познат како кварц кој се јавува во 3 алотропски модификации: кварц, тридимит и кристобалит. Освен кварцот се користат и шамот, азбест, каолин, графит, метални оксиди и друго.

2. Врзувачки супстанции, бидејќи огноотпорните материјали сами по себе се хемиски мошне индиферентни е потребна некоја супстанција која ќе овозможи замешување на масата за вложување и нејзино стврднување околу вложениот објект. Затоа се користат **гипсот, фосфатите и силикатите**.

Токму врзувачката супстанција детерминира една поделба на масите за вложување која најчесто се користи во практиката, а се однесува на точката односно интервалот на топење на легурата:

1. маси за вложување на нискотопиви легури, кај кои врзувачка супстанција е гипсот.

2. маси за вложување на високотопиви легури, кај кои врзувачки супстанции се фосфатите или силикатите.

Маси за вложување на нискотопиви легури

Основната лимитирачка карактеристика на оваа маса е врзувачката супстанција, односно гипсот. Познато е дека гипсот на високи температури се распаѓа т.е. доаѓа до негова пиролиза при што се ослободуваат сулфурни оксиди, кои доведуваат до хемиско загадување на легурата, порозитет и неупотребливост на изливката. Затоа овие маси за вложување се користат при леење за нискотопиви легури, воглавно легури од злато, сребро и паладиум. Жарењето на киветите со ваков тип на легури треба да запре на околу 700°C, поради горенаведените причини.

Бидејќи врзувачката супстанција е гипсот, овие маси се замешуваат со вода, во гумена шолја или уште поповолно и попрецизно е користење на вакуум мешалка. Соодносот на прашок и вода е важен фактор за врзувачката експанзија. Овие маси за вложување се со голема финост на прашокот, т.е. зрната. Бидејќи гипсот сам по себе е во форма на многу ситни честички, финоста на прашокот е одредена од големината на честичките на кварцот кои изнесуваат 75-150 микрометри. Токму затоа одливките се карактеризираат со примарни глатки површини, без порозност.

Особено треба да се внимава во постапката на предгреењето.

По целосното стврднување, киветата се става во печка на 250-300°C чија цел е отстранување на неврзаната вода и восокот. Потоа постепено се загрева до 700 °C.

Основни компоненти во **масите за вложување врз база на гипс** се всушност гипсот и некои облици на силициумов оксид. Во зависност од квалитетот на гипсот и од начинот на работа, масите за вложување содржат од 25-45% гипс, кој се јавува како врзувачко средство. Се употребуваат и алфа и бета гипсот. Термостабилноста масите за вложување ја добиваат од оксидите на силициумот кои се застапени со околу 55-75%.

Масата за вложување која содржи 20% гипс и 80% оксиди на силициум замешана со 50 смт вода се шири на 250°C до 0,2%, а со загревање до 400°C се враќа во првобитната состојба. Најдобриот резултат за леење масата за вложување го дава на 620°C.

За конструкции кои ќе се леат од нискотопиви легури, како што се металите злато и паладор е најпогодна онаа маса за вложување која содржи гипс, кварц и кристобалит. Таа се меша со 40% вода со што добива максимална термичка експанзија и доволно време за леење пред да настане контракција при ладењето. Затоа при употреба на овие маси не е препорачлива употребата на метална, железна кивета, затоа што масата има поголема експанзија од киветата. Доколку се употреби ваква кивета е неопходно истата да се обложи од внатрешната страна со азбестна лента од 0,5 mm за да се направи меѓупростор за масата при нејзината експанзија. За да се добијат добри резултати е потребно при мешање на масата да се користи или добро отстоена вода или дестилирана вода и тоа најмногу до 40%. Во забнотехничката лабораторија се употребуваат повеќе видови маси за вложување: Неодуотерм, Дуротерм, ДЦ кристобалит, Галатерм.

Маси за вложување на високотопиви легури

Тука спаѓаат:

1. Фосфатни и

2. Силикатни маси за вложување.

1. Масите за вложување на база на фосфати се употребуваат за високотопиви легури, како што се хром-кобалт-молибден, чија точка на топење е 1300 °C. Во својот состав имаат кварц, оксиди на магнезиум, водород и други елементи кои се мешаат со отстоена или дестилирана вода.



Слика 41. Маси за вложување на високотопливи легури.

По препорака на производителот некои маси се мешаат со вода, а некои со специјална експанзиска течност, во сооднос 1:4. Принципот на работа е ист како и кај другите маси за вложување, односно двофазно вложување, во загреана печка од 1100°C. Негативна страна на овие маси им е тоа што многу се лепат за одлевокот поради што мора долго време да се песочи. Исто така, поради хидроскопното својство да впираат вода, овие маси треба да се чуваат од влага и влажна средина односно треба да се чуваат во затворени картонски или лимени кутии.

2. Маси за вложување на база на силикати

Се одликуваат со висока постојаност и голема термичка стабилност што има важна улога при леењето на конструкциите кои се изработени од хром-кобалт-молибден. За мешање на овие маси се потребни 30 ml течност и 70 g прашок, чии зрна се со големина од 0,06-0,2 mm. За да издржи многу високи температури на масата се додаваат кварц, кристобалит, корунд и други средства. Времето на стврднување кај овие маси зависи од испарувањето на етанолот, после што доаѓа до гел-состојба која ги поврзува честичките на кварцот.



Слика 42. Маси за вложување на високотопиви легури кои не содржат фосфати.

За нивна подготовка се користи специјална течност за замешување која има вкупна експанзија од 2,34%. Конзистенцијата на замешаната маса има висока флуидност и чувствителност за одлична репродукција на детали на измоделираниот надоместок. Контролирана термичка експанзија обезбедува висока прецизност давајќи точна репродукција на површината и прецизни одливки.

Маси за вложување со водено стакло - доколку не сакаме масата да ја замешаме со етил-силикат, тоа можеме да го направиме со водено стакло, што претставува воден раствор на натриум силикат. Она што е важно во работата со сите силикатни маси е дека треба строго да се придржуваме до препораките на производителот. Ако отстапуваме од правилата, тогаш доаѓа до промена на структурата на масата, а со тоа доаѓа и до промена на посакуваниот облик. Најдобриот и најпрецизниот резултат се добива кога и восочниот модел и масата за вложување се со исти физички и хемиски својства. Овој принцип се

применува најмногу при леење на хром-кобалт легурите за изработка на скелетираниите парцијални протези.

Според намената, постојат и **маси за лемење**, кои се употребуваат кога протетичкиот надоместок се изработува од повеќе делови, кои се меѓусебно споени во една целина. Во такви случаи деловите од надоместокот се поставуваат на подготвен модел и се лемат, т.е. се спојуваат со специјално средство за лемење кое може да биде во вид на паста или прашок на кој му се додава боракс. Откако ќе се направи ова, конструкцијата се вложува во специјална маса за лемење која се замешува од соодветно количество на прашок и на течност. Кога масата ќе се стврдне добиениот блок-цилиндер се обработува, му се прави простор на материјалот за лемење, тој се жари и потоа се обавува самиот процес на лемење. Квалитетната маса за вложување при лемење треба да ги исполнува следниве својства:

- за време на греење на термоотпорниот блок, но и за време на лемење да има ист коефициент на ширење како и надоместокот што се леми. Во спротивно се менува ширината на просторот за лемење што има лоши последици;
- масата мора да има микропорозности за да се загрева рамномерно термоотпорниот блок, а потоа и рамномерно да се лади;
- при греењето не смее да дојде до промена на физичките и на хемиските својства на масата. Масите кои во себе содржат гипс се распаѓаат на повисоки температури од 750°C, а тоа влијае на квалитетот на лемењето.

Експанзија на масите за вложување

Стврдувањето односно ладењето на растопениот метал е следено од квалитативни промени, т.е. **металот се собира и тоа линеарно и волуменски**. Тоа значи дека излеаниот објект е со помали димензии од претходно измоделираниот восочен или акрилатен модел и тој не лежи на своето место. Императив при леењето е да се добие одливка која ќе има точна димензионална стабилност односно ќе одговара на почетната форма. На димензионалната стабилност влијаат **повеќе фактори**, меѓу кои:

- контракцијата на масата за отпечатување;
- експанзијата на гипсот при изработката на моделот;
- димензионални промени на материјалот за моделирање и

- контракцијата на денталните легури.

Контракцијата на восокот е 0,5% линеарно, додека на легурите од 1,25-1,8%. За да се постигне добар резултат е пожелно сите материјали, легури и апарати да бидат од еден производител.

Контракцијата на металите и на легурите е физичка особина и таа не може да се спречи, но може да се компензира со експанзијата на масите за вложување. Контракција покажуваат сите метали освен бизмутот и антимоноот. Наша цел е излеаниот модел да не покажува ниту линеарна ниту волуменска контракција. Експанзијата на масите претставува позитивна волуменска промена што настанува при врзување на масата за вложување во ладна состојба или на врзаната маса при загревање. Негативната волуменска промена на масата за вложување е позната како термичка контракција, што настанува при ладење на загреаната маса за вложување.

Видиви експанзии на масите за вложување

Постојат **три вида** на експанзии и тоа:

- врзувачка,
- термичка, топлотна експанзија и
- хигроскопна.

Врзувачка експанзија

Се постигнува во ладна состојба за време на врзувањето на замешаната маса и потекнува од кристализацијата на гипсот што тогаш се случува и изнесува 0,1-1,0%. Таа е т.н. врзувачка, стврднувачка, кристализациона или ладна експанзија. Таа зависи од количеството на гипсот и од неговиот квалитет, како и од соодносот на водата и прашокот и времето на мешање. Врзувачката експанзија на гипсот може да се зголеми со помош на соодветни додатоци или со врзување во водена бања. За време на врзувањето огноотпорните компоненти во масата остануваат индиферентни. Врзувачката експанзија на Дуротерм масата изнесува 0,40-0,90%, а на кристобалитните маси од 0,30-0,40%. Средната вредност на врзувачката експанзија е околу 0,8%. Алфа полухидратниот гипс има поголема врзувачка експанзија зошто се меша со помалку вода и побавно се стврднува. Вакуумското мешање на масата ја намалува врзувачката експанзија, а за мешање во вакуум треба да се користи маса со продолжено време на врзување.

Термичка, топлотна експанзија

Настанува како резултат на загревање на киветата при што доаѓа до одредени промени во кристалните структури. На температура од 270-300°C, доаѓа до трансформација на алфа-кристобалитот во бета кристобалит, проследено со скок во експанзијата. На температура од 575°C доаѓа до трансформација на алфа во бета кварц, исто така со поголем експанзивен скок.

На температура од 850-900°C доаѓа до премин во кристобалит. Со понатамошно загревање, на 1000°C настануваат силикофосфати, кои ја преземаат улогата на врзувачи. Вкупно термичката експанзија може да изнесува до 1,6% зависно од примената на масата, но и начинот на загревање на киветата.

Посебно треба да се внимава на упатствата од производителот на масите за вложување за соодносот меѓу течноста и прашокот. Императивно се наметнува потребата од мешање во вакуумпарат со одредено времетраење на мешање со што доаѓа до истиснување на воздухот од масата и добивање на нејзина добра конзистенција.

Хигроскопна експанзија

Претставува еден вид на модифицирана врзувачка експанзија која се однесува на гипсените маси за вложување. Веднаш по стврднувањето на масата во киветата, истата треба да се потопи во водена бања каде треба да се одржува температурата на 37-40°C минимум 30 минути. Со потопување на киветата во вода, водата навлегува во масата преку кварцот со што се намалува површинскиот напон. Така доаѓа до градење на поголеми кристали на гипсот и тој подобро атхерира во восочниот објект. Заедно со продолженото време на врзување на масата кое овозможува излегување на воздушните меурчиња, резултира со излевок кој има максимално мазни површини. Хигроскопната експанзија додава 0,2 до 0,30% на врзувачката експанзија.

Постапка при работа (ракување) со масите за вложување

Масите се мешаат на **два начини: рачно и вакуумски.**

Секако дека вакуумското мешање е предност и се смета за неопходен стандард во работата. Во специјална шолја се става соодветно количество на вода, па прашок кои се промешуваат со помош на шпатула, а потоа се става во соодветен стартер за вакуумско мешање каде што автоматски мешањето се одвива за време од 30 секунди. По ова се ослободува шолјата од

апаратот, се отвора и се забележува дека масата е рамномерно замешана со пластично - тестеста конзистенција и без присуство на меурчиња.

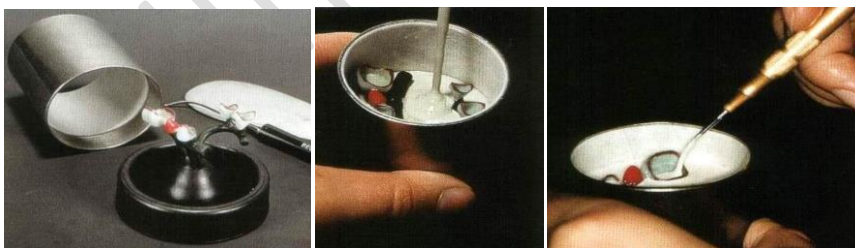
Го прскаме восочниот објект со средство за обезмастување кое придонесува за чистење од маснотиите и ја ослободува површинската напнатост на восочниот објект. Потоа го отстрануваме вишокот од спрејот за да биде потполно слободна секоја шуплина.



Слика 43. Подготовка (обезмастување) на восочниот објект за вложување.

Восочниот објект е поставен на гумено постолје во кивета која е обложена со азбестна лента на оддалеченост од 0.5 до 10 mm од работ на киветата, а од дното 6 mm.

Современиот начин на вложување е исклучиво еднофазно, со обложување на внатрешните ѕидови на цилиндарот со азбестна лента навлажнета со вода (или специјална хартија) за да се овозможи развивање на врзувачка експанзија на масата, а истовремено да се зголеми и термичката експанзија. Во поново време азбестот се цени како доста штетна материја и се предлага негово исфрлање од употреба за дентални цели, а се препорачува посебен вид хартија или готови фабрички ленти. Овој материјал изгорува без остаток и со тоа се добива простор за експанзија на масата. Таквиот начин на вложување е познат како експанзионо или компензационо вложување, бидејќи овозможува доволна експанзија на масата, односно компензација на контракцијата на металот.



Слика 44. Современ начин на вложување на фикснопротетички надоместоци.

Потоа киветата се става на вибратор, па полека се истура масата за вложување. Масата ја насочуваме од повисоко за да тече во непречен млаз, сè до исполнување на сите шуплини од измоделираниот восочен објект. Празнината о киветата се исполнува со масата, а потоа се исклучува вибраторот. Масата треба да се стврдне. Потоа киветата се става во печка за

жарење каде со понатамошниот процес почнува припремата на фазата за леење. Во печката за жарење киветата се става на предгреење за да се суши. Температурата се покачува постепено со што масата се загрева, а восокот заедно со водените пареи излегува надвор наместо да се впије во претходно исушената маса. На тој начин се намалуваат редукионите услови во киветата, со што се спречува распаѓањето на масата односно се намалува непрецизност на одливката. Во зависност од тоа каков објект се лее треба строго да се внимава на упатството на производителот на масите за вложување. Температурата се покачува до постигнување на саканата температура. Вадењето на киветата од печка и поставување во апаратот за леење не смее да биде подолго од 30 секунди. Зажарената кивета се поставува во лежиштето за леење зависно од тоа со кој метал се лее. Апаратот за нискотопиви легури е *ротакс центрифуга*, а за високотопиви е специјалниот апарат *кастомат*. По излевање киветата се остава постепено да се излади. На тој начин доаѓа до правилна кристализација на легурата. Таквиот одлевок е без внатрешен напон, но се формираат крупнозрнести кристали и поголеми пори. **Нагло леење на киветата доведува до распаѓање на масата за вложување.**

Кога се **леат скелетирани конструкции** тогаш постапката е иста само што вложената маса се меша во сооднос 1:3 односно 1 дел прашок и 30% разредена експанзиска течност. Претходно киветата се обложува со керамичка салфета или со азбестна лента чија цел е меѓупростор односно по нејзиното согорување масата да може да експандира. Потоа се чека минимум 30 минути за да се стврдне масата за вложување. Следната фаза е жарење и леење. Загревањето на киветите треба да е постапно. Доколку тие брзо се загреваат, тогаш доаѓа до нерамномерно загревање на надворешните и на внатрешните слоеви, при што се создава внатрешен напон и доаѓа до прскање на масата за вложување. По леењето е најдобро киветите да се изладат на собна температура, а ако е неопходно брзо да се отворат тогаш тоа е единствено можно ако се стават во употребен корунд песок. Инаку ќе дојде до прскање и на масата и до деформирање на металот, што секако не е пожелно.



Слика 45. *Начин на вложување на модел и пример за маса за вложување на скелетирана парцијални протези.*

Со унапредување на технологијата на материјалите, соодветно и техниката ги усовршува своите стандарди во работата. Во поново време се употребува **прес-техниката за керамички материјали** која бара посебно внимание при ракувањето. За неа се користат посебни маси за вложување со брзо и класично греење. Една од нив е масата за вложување, специјално наменета за GC Initial PC-press керамичкиот систем. Таа е финогранулирана фосфатно-врзувачка маса за вложување на фикснопротетички надоместоци кои ќе се пресуваат/леат со прескерамички материјали.



Слика 46. Прес-техника, вложување на керамички материјали.

14. ИЗВОРИ НА ТОПЛИНА ВО ЗАБНОТЕХНИЧКА ЛАБОРАТОРИЈА

Во забнотехничките лаборатории за изработка на протетичките надоместоци, честопати е потребна висока температура. За омекнување на восокот, за моделирање на восокот, за изработка на восочни шаблони, за топење и леење на легурите, лемење и друго. При тоа се користат разни средства за горење кои можат да бидат во **течна** или **гасовита состојба**, или како извор на топлина користат **електрична струја претворена во топлина**.

Секој материјал кој се користи како извор на топлина ќе ги даде саканите резултати само ако се користи правилно придржувајќи се кон одредените напатствија кои се однесуваат на неговата правилна примена.

Во групата на **течни горива** кои се употребуваат како извори на топлина ќе ги споменеме **шпиритусот и бензинот**.

Шпиритус

Шпиритусот е денатуриран етилалкохол. Во трговијата се среќава под името рафиниран алкохол 96%, безбојна течност со пријатен мирис која има способност да раствора некои органски соединенија. За горење се употребува како денатуриран шпиритус кој се добива кога на етилалкохол ќе му се додаде суров дрвен шпиритус (метанол) и пиридин или ацетон со што шпиритусот добива специјален мирис, боја и е отровен. Денатурираниот

шпиритус се употребува во забнотехничките лаборатории како гориво во шпиритусните лампи за моделирање и лемење на мали објекти.

Бензин (стар метод)

Примената на бензинот се базира на запаливост на бензинските пари. Бензинот се сипа во посебен резервоар на гас-генераторот каде се меша со воздухот кој се втиснува под одреден притисок добиен од притискањето (пумпањето) со нога на мевот на гас-генераторот. Овој воздух (ослободената пара од бензинот) под притисок се внесува во гумена цевка и преку неа до Флечеровата пистола. Низ отворот на Флечеровата пистола излегува мешавина од бензинска пара и воздух која е лесно запалива, дава висока температура и можност за потполно согорување. Треба да се нагласи дека во резервоарот не треба да се внесуваат големи количини на бензин.

Од **гасовитите горива** како извори на топлина во забнотехничките лаборатории се употребуваат бутанот и ацетиленот.

Бутан

Тоа е **гас кој се компримира во челични боци и така преоѓа во течна состојба**. Како таков се наоѓа на пазарот и служи како гориво. Низ отворот на челичната боца се испушта одредена количина на гас низ гумено црево во Бунзеновиот пламеник. Принципот на работа на овој пламеник се состои во тоа што гаста влегува во вертикалната цевка низ еден отвор (дизна), а воздухот влегува преку неколку отвори кои се наоѓаат во долниот дел на цевката. Со навлегување на воздухот низ овие цевки се добива посилен или послаб пламен кој се регулира со помош на метален прстен на кој се наоѓаат отвори со иста големина како и на самата вертикална цевка. Со вртење на прстенот околу вертикалната цевка делумно или целосно се отвораат или затвораат отворите на цевката, а со тоа се регулира навлегувањето на воздухот и регулирањето на пламенот. Овој пламеник е од постар датум. Денеска се среќаваат и посовремени видови, но принципот е ист. Бутанот во забната техника се употребува за лемење, моделирање и друго.

Ацетилен

Е **безбоен гас кој со согорување дава силна светлост во карбидните лампи**. За согорување му се потребни големи количини на кислород. Ацетиленот се добива на тој начин што со вода се прелива калциумкарбид. Во трговијата се продава во челични боци. Ацетиленскиот пламен се добива со посебни пламеници. За добивање на ацетиленски

пламен се потребни две боци: една со ацетилен и една со кислород. Во забнотехничките лаборатории, ацетиленот се употребува за топење на челик. За да се добие пламен, еден гас што горли првин треба да дојде во допир со кислородот, а потоа е потребно присуство на температура која ќе послужи како запалка.

Ако се анализира еден **пламен** се забележува дека истиот не е во сите делови подеднакво ефикасен и квалитетен. Според тоа може да се каже дека кај секој пламен постојат неколку зони:

а) Оксидативен пламен (зона на оксидација)

Тоа е **надворешната зона на пламенот во која навлегува поголема количина на кислород**. Истата е најтопла зона со највисока температура од 1200°C скоро до 1700°C . **Негативна страна** на преголемата количина на кислородот е во тоа што при топењето на металите тие оксидираат и стануваат порозни и крти и се неупотребливи. Со таков пламен **не треба** да се леат металните легури.

б) Редуктивен пламен (зона на редуција)

Зоната на редуција е сиромашна со кислород, но е богата со јаглеродни гасови кои имаат способност да вршат редуција, односно го одземаат кислородот од металните оксиди. Температурата кај овој пламен е доста ниска (800 до 1000°C). **Се избегнува** неговата употреба.

в) Неутрален пламен (неутрална зона-зона на топење и леање)

Овој пламен **се однесува индиферентно кон металите и нивните легури при процесот на топење и леање**. Индиферентноста се постигнува со тоа што кислородот што се доведува од воздухот се регулира во однос на неговата количина така што овозможува потполно согорување на јаглеродните гасови без остаток. Во таква ситуација овој пламен ниту оксидира ниту редуира. Ова овозможува да не се променат или расипат хемиските и физичките особини на металите и легурите. Неутралниот пламен е со висока температура (околу 1800°C) која овозможува **добро и квалитетно топење на металите и легурите**.

Електрична струја

Како извор на топлина сè повеќе наоѓа примена во забнотехничките лаборатории. Во посебно конструирани апарати **струјата се претвора во топлотна енергија**. Се применува за згревање или топење на нискотопивите и високотопивите легури, за сушење

и загревање на кивети со измоделираните објекти. Во секојдневната практика познати се како апарати: ротакс (центрифуга) апарат за електрично топење на металот, апарат за електрично топење на металот и за вакуум-компресивно леање, ротакс апарат со високофреквентна струја за индукционо топење на високотопиви легури.

15. ПОЛИМЕРИ И ПОЛИМЕРИЗАЦИЈА (ПЛАСТИЧНИ МАСИ - АКРИЛАТИ И КОМПОЗИТИ)

За изработка на фиксни и мобилни протетички надоместоци во минатиот век се користеле разни материјали како дрво, слонова коска, керамика, метали и каучук кои материјали имале повеќе недостатоци и ограничена употреба.

Својствата на полимерите кои се употребуваат во денталната медицина се пропишани со светски стандарди. Во овие својства спаѓаат механичките својства (еластичност, цврстина, тврдост и др.). Физичко-хемиските својства како нетопливоста на полимерните материјали во усната празнина, слабата дифузија на составните делови во околното ткиво, малата апсорпција на вода, мала специфична тежина, неутрален вкус и мирис и димензионална стабилност, исто така се пропишани со светски стандарди.

Овие материјали имаат широка употреба во денталните дисциплини. При тоа мора да поседуваат одредени **карактеристики** и **особини**:

1. Да се биокомпатибилни со оралните ткива и организмот на човекот;
2. Да бидат хемиски стабилни после завршена полимеризација;
3. Да поседуваат добри механички, физички својства, естетски својства и работни својства (при обработка и употреба се безопасни, лесно се припремаат и обликуваат);
4. Бојата и изгледот да одговараат на бојата на ткивата што ги заменуваат;
5. Формата и бојата треба да бидат постојани;
6. Да имаат добра добри адхезивни својства со металот и керамиката и со вештачките заби;
7. Од посебна важност е количината на резидуалниот, неполимеризиран мономер биде во многу мали количини и
8. По можност да се со прифатлива цена и материјално исплатливи.

Со цел подобрување на својствата на полимерите и постапките за полимеризација тие се модифицирани и усовршени во последните години.

16. ПОЛИМЕРИ (АКРИЛАТНИ И КОМПОЗИТНИ МАТЕРИЈАЛИ) КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО ФИКСНА ПРОТЕТИКА

Полимерите во фиксната протетика се употребуваат како **материјали за фасетирање** и **полимери за изработка на привремени коронки и мостови**.

Од повторното воведување на металкерамиката во деналната протетика во шеесеттите години на минатиот век бројот на фасетирани протетички надоместоци значајно се зголемува. Но, некои студии покажуваат дека металкерамичките надоместоци се застапени во 38% од случаите во вкупниот број на фасетирани протетички надоместоци, и дека металкерамичките надоместоци не се толку раширени како што се мисли.

Примената на полимерите во фиксната протетика е првенствено во лабораториска фаза на фасетирање на метална конструкција за да се добие естетски (по облик и боја) протетички надоместок сличен на природните заби. Споредено, керамичката фасета во случај на фрактура може само непотполно да се реставрира, што е индикација и предност за изработка на фасетираните надоместоци со полимери и можност овие скапи надоместоци.

Во случај на фрактура на фасетата, истата да се поправа директно во уста. Со тоа се овозможува подолготрајна естетска и функционална употреба на вакви надоместоци, што ги задоволува барањата за економичност.



Слика 47. Полимери за фасетирање на фикснопротетички надоместоци.

Поради својството на **поголема абразија на акрилатните** (полимерни) материјали се намалува можноста за фасетирање на оклузивни и артикулациски површини на протетички надоместоци. Ограничување на употребата на акрилатите (полимерите) се темели на познатите недостатоци на овој материјал, кои во минатото биле често занемарувани, и кои доведувале до незадоволителни клинички резултати.

Акрилатните (полимерни) материјали во последните години се усовршуваат исто како и нивната обработка, така што некои автори не прават разлика во компарација со фикснопротетички надоместоци фасетирани со керамика. Покрај подобрувањето на

технологијата на полимеризација (под притисок-топлотна полимеризација, полимеризација со светло) и подобрување на нивниот состав со зголемување на процентуалната застапеност и смалување на честичките на микрополнителите во клиничката практика се забележуваат и фрактури на фасетираните површини како последица на цвакањето. Исто така, се забележуваат и клинести дефекти на фасетираните површини како последица на четкање на забите. Абразивната отпорност на акрилатите (полимерите) за фасетирање на фикснопротетички надоместоци зависи од нивниот состав на **органскиот матрикс** (полиметилметакрилат или денес јаглеводородни синцири слични на Bowen-овата формула) и **анорганските материјали за полнење** (SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O и др.). Со анорганските полнила се постигнуваат подобри механички, физички и хемиски својства на акрилатите. Во зависност од големината на честичките на полнителите, акрилатните материјали за фасетирање се поделени на **макрополнители, микрополнители и хибриднополнители**.

Новоразвиените композитни материјали со силанизирани хибридни аноргански полнила, кои обезбедуваат подобра врска со органските составни делови, покажуваат подобра абразивна отпорност слична на глејта и со нив може да се фасетираат и оклузивни површини.

Причина за појава на воспалителен процес и лошата подносливост на фикснопротетички надоместоци фасетираны со акрилат е резултат на лошата способност за полирање, порозноста и површинската рапавост, како последица на мала отпорност кон абразија. Овие причини доведуваат до таложење на микробиолошки плак кој доведува до појава на воспаление на околните ткива. Одржувањето на оралната и хигиената на фикснопротетичките надоместоци ја намалува бактериската контаминација. При лабораториската изработка и фасетирање на фикснопротетичките надоместоци треба да се внимава тие да не се предимензионирани (како последица на присуството на перли-механичка ретенција). Акрилатниот материјал за фасетата треба да има минимална дебелина околу 1,5 mm за да има доволна цвстина и можност за репродукција на бојата, а металната конструкција на коронките мора да има дебелина на метал. Постојаноста на бојата на акрилатните фасети кои ја репродуцираат бојата на природните заби, се менува во зависност од периодот на користење на протетичкиот надоместок во устата на пациентот. Пушењето, конзумирањето на обоени пијалаци и храна можат да доведат до промена на бојата на фикснопротетичките надоместоци.

Квалитетот, подносливоста и добрата можност за обработка на некој акрилат (полимер) за фасетирање, може да се докаже дури по долготрајна работа со тој материјал и повеќегодишен „тест“ во устата. Така, новите помалку абразивни полимери сега се докажуваат за да бидат вклучени во широката практика. Но, и покрај сите подобрувања, непостоењето на хемиски врски помеѓу акрилатните маси (полимерите) и металната подлога е една од најголемите забелешки на овие естетски материјали. Одвојувањето на дел или цела фасета од металната подлога на надоместокот е честа и непријатна појава која е резултат на недоволно или лошо поврзување со металот како последица на недоволна ретенција на металната подлога, што е грешка при работата на забниот техничар. Често може да се појави рабна пукнатина измеѓу полимерната фасетата и металот, како последица на полимеризациска контракција на полимерот, различен коефициент на зголемување на нивниот волумен и различен коефициент на термичко растегнување на полимерните фасети и металната подлога.

За постигнување на задоволителна боја која се одбира со соодветен клуч (ладало) за боја за секој материјал, е потребно да се **неутрализира бојата на металната конструкција со основен слој т.н. опакер**. Опакерот обично се состои од две компоненти, течност и прашок, кои се мешаат според точно пропишани размери (најчесто 1:1). На тој начин се постигнува хомогена течна смеса која со четка се нанесува на металната подлога (во еден или повеќе слоеви) и потоа се полимеризира.

Течниот опакер истовремено делува и како атхезив при што се настојува да се постигне поврзување со оксидите на металната површина (Van der Waalsov-и сили, водородни врски). Опакерот може да биде и еднокомпонентен во замешана течна состојба, што ја олеснува работата и ја намалува можноста за грешка од страна на забниот техничар. Опакерот може да се полимеризира со притисок-топлина во водена бања, обично при температура од 120°C и притисок од 6 Bar, или пак со светло во апарат за светлосна полимеризација со бранова должина на изворот од светлост најчесто од 300-520 nm. Должината на траење на полимеризацијата зависи од материјалот, бројот на слоеви и од видот на употребениот апарат за полимеризација. По полимеризацијата врз слојот на опакер се поставува акрилатниот (полимерен) материјал со избрана боја. Денес најчесто е пакуван во шприцови или мали кутиички кои како готов материјал со помош на пластични инструменти за моделирање се обликува во облик на фасета, за да се добие посакуваниот облик кој ќе ги имитира природните заби. Потоа материјалот се полимеризира во истиот апарат како и опакерот т.е. со притисок-топлинско или светлосно, а во крајната фаза се обработува со ротирачки инструменти (фрези) и се полира.

Полимери кои се користат за изработка на привремени коронки и мостови

Изработката на привремени коронки и мостови е потребна и задолжителна за секоја, а посебно за подолготрајна протетичка рехабилитација. Привремените мостови и коронки треба да ја имаат перфекцијата на дефинитивниот надоместок, бидејќи со привремениот протетички надоместок кај пациентот се создава првиот впечаток за дефинитивната терапија, а разликите измеѓу привремените и дефинитивните протетички надоместоци треба да бидат само во материјалот.

Задачи на привремените коронки и мостови се: заштита на забното трупче и стабилност на положбата, овозможуваат фонација, мастикација, стабилна и функционална оклузија и зачувување на маргиналната гингива.

Видови на привремени коронки и мостови изработени од полимерни материјали

Според **начинот на изработка** привремените коронки и мостови се поделени на: **конфекциски** изработени коронки и мостови и **индивидуално** изработени коронки и мостови.

Конфекциски коронки

Најбрз и најлесен начин за рехабилитирање на еден заб со привремен надоместок е адаптирање-приспособување на конфекциска коронка на трупчето. Конфекциските коронки можат да бидат **изработени** од: метал, просирен целулоид, и поликарбонат.

Металните коронки се погодни како привремено средство за заштита на бочните заби. Постои можност за прилагодување во оклузијата, но и прилагодување кон маргиналната гингива.

Целулозниот ацетат е транспарентен материјал од кој се изработени целулоидните (просирните) коронки кои по напасувањето (адаптирањето) се полнат со синтетички материјал со одредена боја, избрана спрема клучот кои ги има за секој синтетички материјал. После завршената полимеризација без оглед дали е тоа со автополимеризирачки материјал или под ултравиолетово (УВ) светло, целулоидната коронка се одвојува од привремената коронка и се фрла, а коронката се цементира на забното трупче.

Поликарбонатните коронки имаат природен изглед и се најприфатливи како конфекциско привремено надоместување на забот. На пазарот овие коронки можат да се најдат исто како и целулоидните, односно во облик на инцизиви, канини и премолари.

Индивидуално изработени коронки и мостови

За изработка на привремени коронки и мостови на пазарот се наоѓаат многу материјали под разни фабрички имиња. Оттаму е најкоректна нивната **поделба според хемискиот состав**: Поли (метил-метакрилати) (ПММА), Поли (етил-метакрилати) (ПЕМА), Епимини и Хибриди.

Секоја од овие групи има свои предности односно недостатоци во однос на останатите групи.

Поли (метил-метакрилати) (ПММА)

Според својот хемиски состав овие материјали се многу слични на оние од кои се изработуваат протезите во мобилната протетика, но овие се обоени со пигменти во боите на забите. Високата температура на полимеризација (74°C), и големиот степен на контракција ги уништува добрите својства на овие акрилатни смоли. Како недостаток може да се наведе и слободниот (резидуален) мономер, кој помалку или повеќе го надрознува пулпното ткиво и гингивата. Квалитетната изработка на надоместокот му овозможува функционална трајност од неколку месеци. Стабилноста на бојата е добра, а може да се постигнат добри и високополирани рабови.

Материјалот доаѓа во **два дела: мономер** (метил метакрилат) и **прашок** (поли метил-метакрилат). Полимерот содржи пигменти, активатор (бензоил пероксид) за поттикнување (започнување) на полимеризацијата, а мономерот содржи инхибитори (хидрокинон) за продолжување на времето на траење на тоа врзувачко средство за зголемување на отпорноста на површинското триење.

Поли (етил-метакрилати) (ПЕМА), имаат ниска температура на полимеризација (51.5°C), што ги прави помалку штетни за забната пулпа. Недостаток им е малата тврдост и малата отпорност кон абеење. Во тек на полимеризацијата овој материјал поминува низ гуменеста фаза што ја олеснува манипулацијата и лесно се отстранува вишокот од преостанатите заби. Подолго работно време со помала контракција го прави многу прифатлив во сите ситуации кога се користат техники на изработка на привремени коронки или мостови. Поради релативно ниската механичка отпорност овие материјали служат за изработка на привремени надоместоци со краток распон.

Епимините имаат значајно пониска температура на полимеризација околу (39°C), а околу 4% на остаточен мономер по полимеризацијата. Голема предност им е малата контракција при полимеризацијата.

Хибридните денес ни се достапни во неколку нови хибридни производи. Тие се комбинација од повеќе материјали. Во поголем број од случаите се работи за бис - акрилатна композитна смола која во споредба со останатите материјали има најголема тврдост. Нивната намена е кај случаи за изработка на привремени надоместоци со поголем распон. Припремањето и мешањето на овие материјали се потешки од припремата на претходно наброените. Во материјалот многу лесно се појавуваат меурчиња што доведува до брзо менување на бојата. Ова се јавува како резултат на поголемо впивање на течност од усната празнина.

17. ПОЛИМЕРИ (АКРИЛАТНИ И КОМПОЗИТНИ МАТЕРИЈАЛИ) КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО МОБИЛНА ПРОТЕТИКА

Мобилните, парцијални и тотални протези најчесто се изработуваат за рехабилитација на беззабноста. При изработка на базите на тоталните и парцијалните протези се употребуваат материјали кои се нарекуваат **пластични маси, полимери**, односно **полиметил-метакрилати (ПММА)**.

Акрилатите се вештачки високомолекуларни соединенија - смоли, кои се користат во денталната практика како помошни, но многу повеќе како градивни дентални материјали. **Првите сознанија за нивната употреба во денталната медицина се од 1935 год., кога го заменуваат каучукот и го истиснуваат од денталната протетика.** Денес без нив не може да се замисли изработка на парцијални и тотални протези. Тие се користат како материјал за изработка на базата на протетичките надоместоци. Од нив се изработуваат акрилатните заби за протезите, акрилатните фасети за коронките и мостовите со природни нијанси на бои, ортодонтски апарати и шини, а служат и како материјали во реставративната дентална медицина и др. Акрилатите имаат широка употреба во сите дисциплини на денталната медицина.

Според хемиската структура акрилатите се естри на метакрилатната киселина.

Хемиската реакција во која малите молекули - мономери или радикали на акрилната киселина се соединуваат меѓу себе во поголем молекул-макромолекул, од прости создаваат сложени високомолекуларни соединенија без одвојување на други продукти, се нарекува полимеризација, а добиената материја се вика **полимер** или полимеризат. Молекуларната тежина на полимерот е еднаква на збирот од тежината на молекулите на мономерот. **Неполимеризираните молекули на акрилната киселина од кои се добива полимерот се викаат мономери.** Мономерот е основен молекул од кој се градат високополимерните соединенија (соединенија со големи синџири). Полимеризација покажуваат хемиските соединенија кои имаат најмалку една двојна врска.

Хемиските средства што дејствуваат како **катализатори** се викаат **активатори** или **иницијатори на полимеризацијата, односно акцелератори.**

Акрилатните материјали се јавуваат во вид на две агрегатни состојби на ист материјал, а како такви се испорачуваат во комплекти, и тоа: **цврста состојба, прашок - полимер** и **течна состојба-мономер, слабо полимеризирана метакрилна киселина.**



Слика 48. Акрилатни материјали.

Состав на мономерот – течност

- Метилметакрилат;
- Стабилизатор (инхибитор);
- Акцелератор и
- Пластификатор.

- **Метилметакрилат (мономер):** безбојна, просирна и лесноиспарлива течност, која на температура од 100,3°C преминува во гасовита состојба.

Мономерот има карактеристичен мирис на ацетон, оцетна киселина и метилалкохол. Тој е лесно запалив и затоа треба да се чува далеку од пламен. Служи и како органски растворуваач.

Улогата на мономерот е најважна, затоа што тој е носител на реакцијата на полимеризацијата како основна супстанција.

Метилметакрилатот поседува голема склоност кон полимеризација, обично под влијание на катализатор. Кај мономерот можен е и процес на самополимеризација, ако неправилно се чува или ако е под влијание на ултравиолетовата светлина или пак топлина. За да се спречи самополимеризацијата, течноста се пакува и чува затворена, во темни, стаклени шишенца на студено и суво место. Како помошно средство за складирање служи и кислородот од воздухот над течниот дел, па при пакувањето шишенцата не се полнат до горе. За да се спречи несаканата полимеризација во течноста се додава и инхибитор.

- **Стабилизатор (инхибитор)** е задолжителен составен дел на течноста за да се спречи самополимеризацијата на мономерот. Најчесто се користат хидрохинон и бензенхинон во количина од 0,004 - 0,006 %.

- **Акцелератор: - Активатор** од 0,3 - 0,8%, а според некои и до 3%. Тој ја иницира реакцијата на полимеризацијата со активирање на слободните радикали на иницијаторот што влегуваат во состав на прашокот на акрилатот. *Акрилатите што содржат акцелератор се викаат автополимеризирачки или акрилати за ладна полимеризација.*

- **Пластификатор:** дибутилфталат.

Состав на полимер – прашок:

- Полиметилметакрилат;

- Катализатор (иницијатор);

- Пластификатор;

- Боја и пигмент;

- Вештачки влакна за засилување на протезата и

- Аноргански додатоци.

- **Полиметилметакрилат:** полимерот е естер на метакрилната киселина, без вкус и мирис, нормално безбоен, а во зависност од намената понатаму може да се бои и вештачки. Под влијание на топлина останува хемиски стабилен. На температура од 1250°C се размекнува и со таква конзистенција може да се моделира како термопластична маса.

- **Катализатор** бензоил пероксид 0,2-0,5% или терцијарен амин. Активаторот го потиснува стабилизаторот (инхибиторот) и ја активира полимеризацијата.

Катализаторот е хемиска супстанција која ја почнува или забрзува реакцијата, а самата не учествува во неа.

- **Пластификатор:** до 10 %. Се додава за да ја намали точката на размекнување и да ја олесни обработката и пресувањето на материјалот.

- **Боја и пигменти:** бидејќи полимерот е безбоен му се додаваат разни бои и пигменти за што поприближно да ги имитира ткивата;

- **Вештачки влакна за засилување на протезата,** и

- **Аноргански додатоци:** се додаваат за да се подобрат особините на акрилатите како цврстина, тврдост, отпорност кон абразија, како и намалување на коефициентот на термичка експанзија и сл.

Акрилат - начин на употреба

Хемиската реакција на полимеризација претставува верижна реакција при која со мешање на мономерот и полимерот поминуваат неколку етапи, по што се добиваат линеарни полимери.

Фазите на процесот се:

- Активација на мономерот;
- Поврзување и добивање на макромолекули од стотици илјади молекули на мономерот и
- Завршување на реакцијата.

Замешувањето на полимерот и мономерот се врши во точно одреден сооднос и тоа **2:1 тежински дела** или **3:1 волуменски дела**. Во стаклен или порцелански сад се става одредена количина полимер и во него одредена количина мономер.

Правилно е во мономерот постепено да се додава полимер. По кратко време енергично се промешува со метална шпатула за да се добие полутечна смеса во боја. Потоа се покрива за да се спречи испарување на мономерот.



Слика 49. Мешање на полимер и мономер.

Смесата поминува низ неколку **фази**:

Прва фаза (*гранулирана или зрнеста*) - мономерот ги натопува надворешните површини на зрната од полимерот кои сè уште се раздвоени и даваат изглед на навлажнет песок;

Втора фаза (*леплива*) - по одредено време смесата станува леплива. Мономерот навлегува сè подлабоко во зрната на полимерот. Надворешните слоеви на зрната се топат и тие стануваат поситни. Истопените делови во кои се наоѓа мономерот стануваат лепливи и тогаш материјалот почнува да се растегнува во вид на конци. Масата се лепи за сидовите од садот и тешко се одвојува од нив.

Трета фаза (*тестеста – пластична*) - мономерот уште повеќе навлегува во зрната на полимерот при што се добива тестеста конзистенција, со сјајна површина и е навидум хомогена. Масата не се лепи за сидовите од садот. **Таа е работна фаза на акрилатот.**

На **должината на работната фаза** можат да влијаат:

- **Температура:** Високата температура ја скратува и обратно, ниската температура ја продолжува работната фаза;

- **Промена на соодносот прашок и течност:** Со додавање на поголема количина на течност работната фаза се продолжува, но по полимеризацијата се зголемува и контракцијата.

Четврта фаза: (*гума*) - мономерот се губи, масата станува поврзана и во вид на гума, поради што **оваа фаза не е за употреба бидејќи се губи пластичноста.**

Петта фаза: (*цврста*) – стврднување, по што смесата од мономер и полимер преминува во цврста состојба, односно доаѓа до полимеризација.

Акрилатното тесто може да се стврдне и да полимеризира и на собна температура без хемиски средства, но за тоа е потребно многу време. Со загревање се забрзува полимеризацијата, бидејќи топлината дејствува како катализатор. Покрај неа како катализатор може да послужат и ултравиолетовата светлина, притисокот и хемиски активатори и др. Полимерот нема удел во полимеризацијата туку само **мономерот**.

До температура од 60°C, полимеризацијата се врши бавно. При поголема температура, активаторот се распаѓа побрзо, а со тоа и процесот на полимеризацијата се врши побрзо. Пред киветирање протезата во восок се обликува (моделира) со анатомоморфолошките карактеристики. Киветирањето, промивањето, како и изолацијата треба да бидат коректно изведени за да се избегне нецелосната полимеризација (восок во акрилатот), неповрзувањето на акрилатот за акрилатните заби (доколку забите се премачкани со изолационо средство).

Полимерите за изработка на базата од протезата според нивниот состав и постапката на полимеризација се поделени на:

Тип 1- Топлополимеризирачки;

Тип 2- Ладнополимеризирачки;

Тип 3- Термопластични плочи, гранули, прашок;

Тип 4- Светлополимеризирачки полимери;

Тип 5- Микробраново полимеризирачки.

Тип 1, 2, 4 и 5 полимерите се обично во облик на прашок-полимер и течност-мономер. Полимерите во облик на пластично тесто (плочи, гел) се полимеризираат со светло (Тип 1 и 4). Полимерите Тип 3 доаѓаат во круг облик, во вид на плочи кои по загревањето и омекнувањето се адаптираат на моделот со вакуумска техника или под притисок во посебна апаратура. Во облик на гранули или прашок, во малечки шишенца, се во количина за база на една протеза, која по загревањето и омекнувањето се вбригува со инјекциона постапка во калапи (посебни кивети).

Најмногу употребуван и најдобар начин за изработка на базата од мобилните протези е **полимеризацијата со топлина**. Во зависност од траењето на постапката и начинот на киветирање има неколку подвидови на полимеризациски постапки.

Нормална или вообичаена топла полимеризација: Киветата со гипсениот калап, исполнета со акрилатно тесто, се поставува во рамка (бигел). Вака приготвена киветата со бигелот се става во сад со студена вода. Садот со водата и киветата се поставува на извор на топлина. За **30 минути** водата треба да се загрее на **60°C**. На оваа температура се задржува **30-60 минути**, а температурата на масата се качува до **65-70°C** и при тоа се врши најголемиот дел од *полимеризацијата*. На таа температура се активираат молекулите од мономерот и со своите слободни врски се поврзуваат со идентични

молекули. Потоа, во текот на **наредните 30 минути** температура на водата се качува до **вриење**. На оваа температура киветата со масата се држи најмалку уште 30-60 минути, кога се добиваат доволно долги макромолекули.

Ако полимеризацијата трае помалку време ќе остане неисполимеризиран мономер (резидуален мономер). Временски целата постапка треба да трае **најмалку 2 часа**. За време на полимерзацијата настанува егзотермна реакција. По предвиденото време, доводот на топлина се исклучува, а киветата останува во водата додека постепено не се олади до собна температура, со што завршува полимерзацијата. Со бавното ладење се смалува внатрешниот напон што се создава во материјалот за време на процесот на полимеризацијата. Заостанатиот внатрешен напон во протезата подоцна ќе се манифестира со нејзино искривување. Надоместокот е осетлив на кршење и тоа на местата со најизразен релјеф (торус палатинус, високо непце, на френулумите и сл.).

Ова е т.н. нормална фракциона полимеризација и претставува најчесто употребуван метод на работа. Во литературата се цитираат и други методи на топла полимеризација кои даваат добри резултати.

Краткотрајна или забрзана полимеризација: Од практични причини за што пократко време да се изработат повеќе протези со нормална дебелина може да се искористи и овој вид на краткотрајна или забрзана полимеризација. Истата се изведува на тој начин што киветата со течно акрилатно тесто и бигелот се става во вода што врие. За да не се јави гасна порозност заради брзото загревање, фабрички во самиот мономер е додаден хемиски активатор. Овој материјал полимеризира побргу под дејство на топлината, од една страна и хемискиот активатор, од друга страна. **Варењето трае 10 минути.** Потоа садот се *трга од изворот на топлина* и киветата се држи уште 45 минути во садот, па дури потоа се вади од водата. Значи киветата треба постепено да се излади. Количината на вода треба да биде за првата кивета 3 литри, а за секоја наредна кивета по 2 литри повеќе.

Средновремена полимеризација: Се врши на тој начин што припремената кивета се става во водена бања со регулирана температура. На температура од 70°C се држи 90 минути, а потоа температурата постепено се покачува до фаза на вриење на водата и се држи уште 30 минути на собна температура и на крај ладењето завршува во водена бања на темепература од околу 23°C, во траење од 15 минути.

Долговремена полимеризација: И оваа топлотна полимеризација се изведува во водена бања со температура на водата од 70°C, во траење од најмалку 8 часа. За постигнување на комплетна полимеризација, со што помалку резидуален мономер, киветите се ставаат во водената бања 12, па дури и 24 часа.

Инјекциона полимеризација: Овозможува вбризување на дополнителна количина на акрилатно тесто за време на процесот на топлотната полимеризација, со што се компензира контракцијата на материјалот кој веќе се полимеризира. Всушност се вбризува поголема количина на материјал во калапот односно во просторот на идната база на протезата. На тој начин се добива поголема хомогеност на базата, а со тоа и поголема тврдост и цврстина. Ваквата полимеризација се практикува кога акрилатното тесто е добиено со мешање на прашок и течност, на температура од 100°C, на ист или сличен начин како и кај вообичаената полимеризација. Негативна страна на овој метод е што ако се прегрее материјалот може да се јави порозност или пак, ако е недоволно загреан и омекнат, поради поголем притисок може да дојде до поместување на забите во однос на базата. Освен тоа апаратот е скап. Но, сепак е добра алтернатива кај пациентите кои се осетливи или алергични на акрилати.



Слика 50. SR Ivocap Injection System и IvoBase® Injector апарат и кивети.

Ладнополимеризирани (автополимеризирани) **акрилати** се полимеризираат на собна температура и во основа се исти како и топлополимеризираниите акрилати. Разликата е во тоа што ладнополимеризираниите акрилати содржат активатор (N-диметил-пара-толуидин), кој претставува иницијатор на полимеризацијата на слободните радикали кои се одговорни за почеток на процесот на полимеризација. Процесот на работа со овие акрилати е нешто различен. Мешањето на прашокот (полимер) и течноста (мономер) е исто, со волуменски размер (2,5:1), кратко и енергично. Фазите на полимеризација се исти како и кај топлополимеризираниите акрилати. Фазата на работа е многу кратка, од 3-5 минути. Полимеризацијата се одвива со слободна топлина, а температурата на акрилатот може да достигне до 65°C. Најчесто се користи за изработка на индивидуални лажици, за репаратури, помали подложувања на протезите и за изработка на некои видови мобилни ортодонтски апарати.



Слика 51. Современи полимери за ладна полимеризација.

Светлосна полимеризација на акрилатите: Акрилатите кои се полимеризираат со помош на светло се нова генерација и од понов датум. Составени се од уретандиметакрилат, неоргански полнител и акрилни мономери со голема молекулска маса. Пакувани се во облик на пластични плочи, стапчиња и гел. Овие акрилати за изработка на базата на протезата се полимеризираат во специјален апарат со видлив интензитет на светлоста. Апаратот се состои тунгстен халогени сијалици кои даваат светло со бранова должина од 400-500 nm, без ставање на базата на протезата во кивета и без притисок. Посебно изработените заби за овој тип полимеризација со средство за фиксирање се фиксираат за основниот материјал од базата на протезата (бондинг), во кој има акрилатен мономер. Завршната обработка и полирање на протезата се прават на вообичаен начин. Физичките карактеристики на светлосно полимеризираните акрилати се стандардни, малку се потврди и имаат модул на еластичност поголем од комерцијалните акрилатни маси.

Микробраново полимеризирани акрилати: Хемискиот состав на овие акрилати е сличен на топлополимеризираните. Се полимеризираат под дејство на топлина чиј извор се микробранови. Соодносот на прашок и течност, спремањето и другите процедури се слични како за полимеризација на акрилатите под дејство на топлина. Полимеризацијата се обавува во микробранови печки.

Познати се **две методи** на полимеризација: краткотраен метод (3 мин. 500 W и фреквенција од 2450 MHz) и долготраен метод (24 мин. 700 W).



Слика 52. Современи полимери за ладна полимеризација.

Предноста на овој метод е краткото време на полимеризација и чистата работа. Недостаток е тоа што пластичните кивети во кои се пакуваат се скапи, а постои и можност за создавање на порозност во подебелите слоеви.

Материјали за подложување на базата на протезата

Поради патолошки и физиолошки промени на слузокожата и ресорпција на коскениот ткиво на гребенот, повремено е потребно да се усогласи базата на протезата. Подложувањето на базата на протезата вообичаено подразбира трајно подложување за која цел се употребуваат тврди материјали кои според хемискиот состав се идентични со материјалот од кои е изработена базата на протезата. Кога се подложува на индиректен начин се користат топлополимеризирани акрилати, а кога се врши директно подложување во устата се употребува ладнополимеризиран (автополимеризиран) акрилат.

Постојат и посебни индикации кога базата на протезата треба да се подложи со мек материјал. Такви се полимерите пластифицирани со некое органско соединение. Sprema должината на траење на високоеластичните својства на овие материјали истите се делат на: материјали за привремено подложување (кондиционери) и материјали за трајно подложување (лајнери).

Мeki материјали за привремено подложување – кондиционери

Според хемискиот состав се метакрилатни полимери модифицирани со додавање на пластификатор. Познати се под името мек акрилат. Се припремаат со замешување на прашкастиот дел (полимер) со течниот пластификатор и етил-алкохол во сооднос 2 : 1. Со мешање акрилатот поминува низ повеќе фази при што се менуваат физичките особини на материјалот, без хемиска реакција и полимеризација. Со навлегување на етанолот и пластификаторот внатре и помеѓу честичките на полимерот се зголемува вискозноста на материјалот и за 2-3 минути акрилатот преминува во пластична фаза, погодна за работа. За потполно врзување односно создавање на акрилатен гел се потребни околу 15 минути.

Најдолгата високоеластична фаза трае од неколку дена до неколку недели. Во тој период се губи етанолот и пластификаторот и се јавува апсорпција на вода од ткивните-течности. Со потполн губиток на пластификаторот, акрилатниот гел се стврдува и не е употреблив.

Од овие материјали се бара:

- да бидат биокompatibilни;
- да остваруваат добра врска со базата;
- лесно да се ракува со нив;
- да бидат доволно долго високоеластични и
- да имаат атхезивни својства.

Меки материјали за трајно подложување - лајнери

Постојат две групи на меки материјали за трајно подложување: акрилати и силикони. Овие материјали се всушност резилентни полимери, а недостатокот им е растворањето на пластификаторот, односно полнителот. Со тоа паралелно се смалува способноста на мекиот акрилат да ги амортизира цвакалните сили. Меките акрилати за трајно подложување се индицирани во случаи каде заради лошата општа здравствена состојба, старост или одредена ситуација во устата, е потребно трајно да се амортизираат мастикаторните сили.

Меките акрилатни лајнери претставуваат двокомпонентни материјали составени од:

- Прашок (полимер) кој е составен од полимеризиран етил-метакрилат, пигменти, полнило, и
- Течност (мономер) составена од метилметакрилат, бутил-метакрилат и пластификатор.

Се полимеризираат под дејство на топлина која не е толку висока како кај топлополимеризираните акрилати. **Поспоро го губат пластификаторот и затоа нивната високоеластичност може да трае од 3 месеци до 3 години.** Исто и од овие материјали се бара: биокompatibilност, добра врска со базата на протезата, лесно да се чистат и дезинфицираат, да бидат долго време високоеластични и да имаат атхезивни својства.

Меки силиконски лајнери, се полимеризираат на собна температура, се двокомпонентни и доаѓаат во пакување како две различно обоени пасти. Доста се актуелни

заради потрајната високоеластичност и едноставната примена во клиничката практика. Силиконските лајнери можат да се полимеризираат и под зголемена температура. Врската на меките силиконски лајнери со базата на протезата се остварува со помош на силиконски атхезиви. Со тек на време постепено врската ослабнува и доаѓа до лупење и одвојување на силиконскиот лајнер од базата на протезите.



Слика 53. Подложување на базата на горна тотална протеза со лајнери.

Добри и лоши особини на акрилатите

Од **добрите особини** би требало да ги споменеме:

- начинот на работа со овие маси е лесен и едноставен што често доведува до разни модификации, а со тоа и до отстапување од упаствата на производителот, што прогресивно се одразува врз квалитетот на изработките;
- можат да се употребуваат во секоја протетичка лабораторија, бидејќи не бараат некоја посебна апаратура;
- во споредба со другите материјали се поевтини, а со напуштање на каучукот се материјали со гширок избор и
- по потреба лесно можат да се репарираат.

Од **лошите особини** би требало да ги споменеме:

- голема абразија, но современите акрилати се усовршени и таа слаба страна е сведена до толерантни граници;
- подносливоста од лигавицата не е најдобра, особено кај полимеризатите добиени со неправилна изработка;
- акрилатите впиваат вода при полимеризацијата и до 2% односно 0,5 до 0,6 mg на cm², и
- акрилатните маси покажуваат голема волуменска контракција.

Вештачки заби, можат да бидат изработени од акрилатни (полимерни) или керамички материјали.

Акрилатните (полимерни) и керамички заби се произведуваат во повеќе бои, облици и големини, за да им одговорат на различните индивидуални естетски и мастикаторни потреби, но и на антрополошките карактеристики на пациентите. Кај нас најмногу се употребуваат вештачки заби кои се изработени од акрилатни или модифицирани акрилатни полимери, во речиси повеќе од 95% од случаите. Главната разлика во составот на протезните и акрилатните (полимерни) вештачки заби се однесува на видот на пигментот. Акрилатните (полимерни) заби се изработуваат во слоеви со различна боја, дебелина и транспаренција за да се добие што поприроден изглед. Начинот на нивното производство е со помош на т.н. инјекциона техника под притисок, односно во метални калапи се вбригува акрилатно тесто или омекнат термопластичен прашок. Гингивниот (цервиксен) и средниот дел од забот се изработува од помалку мрежест акрилат (полимер), чија цел е да се добие подобра врска со акрилатот (полимерот) од базата на протезата. Површинскиот слој на акрилатниот (полимерен) заб е изработен од мрежест акрилат (полимер), поради отпорноста од создавање на пукнатини.



Слика 54. Гарнитури вештачки заби.

Овие заби лесно се состружуваат и адаптираат при поставувањето во двата забни лакови (во согласност со различни клинички содртојби, т.е. меѓувилчни и меѓуоклузивни односи). Тие се жилави, се неотпорни кон абразија при процесот на цвакање и чистење на протезата. Иако се употребуваат во сите клинички ситуации, сепак посебно се индицирани кај пациенти со ниски и чувствителни беззабни гребени, во случаи кога антагонисти се природни заби, но и во случаи на снижени меѓувилчни односи.

Керамичките заби се тврди, отпорни на абразија, се потранслуцентни, па затоа и се естетски поприфатливи од акрилатните (полимерни). Вакви заби се индицирани кога

беззабните гребени се отпорни и добро развиени, но и во случаи на доволно големо меѓувилочно растојание и кога пациентот истовремено има горна и долна тотална протеза.

Сепак, тие имаат низа лоши карактеристики. Пред сè, тие се кршливи, а со базата од акрилатната (полимерна) протеза не се врзуваат со хемиска врска, туку со механички ретенции, најчесто со помош на метални продолжетоци. Поради различниот коефициент на термичка експанзија на акрилатните (полимерни) бази и керамичките заби, можат да се јават пукнатини во протезната база околу керамичкиот заб. За разлика од полимерните заби, керамичките заби потешко се состружуваат, што претставува потешкотија кога е потребно да се коригираат оклузивните контакти.

Постои мислење дека керамичките заби поради својата тврдост предизвикуваат претерано оптоварување на слузокожата на лежиштето на базата од протезата. На тој начин доаѓа до траума и создавање на поволни услови за настанок на протетички стоматитис, односно придонесуваат за брза ресорпција на алвеоларниот гребен. Од друга страна пак, на пациентите им пречи силно изразениот звук кој се слуша при допир на забите (или при цвакање) од двата забни лакови. Затоа е препорачливо барем во една од двете протези да се постават акрилатни заби. На тој начин ќе се намали несаканиот и непријатен звучен ефект.

18. АКРИЛАТНИ И КОМПОЗИТНИ МАТЕРИЈАЛИ КОИ СЕ ПРИМЕНУВААТ ВО ОРТОДОНЦИЈА

Во ортодонцијата за изработка на **ортодонтски мобилни апарати** и **шини** се употребуваат истите полимери и полимеризациони постапки кои се употребуваат во мобилната протетика.

Во **ортодонцијата како дентална дисциплина** се користат: акрилати за изработка на подвижни ортодонтски апарати, композитни материјали за фиксирање на брекетите и метални и пластични брикети.

Современата ортодонција како наука или специјалистичка клиничка дисциплина брзо се развива посебно во последните десетина години. Може да се каже дека брзиот развој го диктираат следните **фактори**: појава на нови современи дијагностички постапки, забрзано воведување на електронски сметачи во секојдневната клиничка работа, нови сознанија од подрачјето на биомеханика во ортодонција, и посебно брз развој на нови материјали и нивната моментна примена од страна на лекар-специјалист.



Слика 55. Мобилен ортодонтски апарат.

Во некои фази при спроведување на терапија и најсовремени концепции, сепак се применуваат материјали коишто се користеле и пред триесетина години. Додека на пример, жицата којашто се употребувала во фиксната ортодонтска терапија пред само десетина години денес е речиси застарена, алгинатите за земање на отпечатоци се употребуваат и денес со непроменети резултати без потреба да се воведат нешто ново на пазарот.

Материјали кои се користат во подготвителните постапки за ортодонтска терапија - земање на отпечаток

Во минатото, во ортодонцијата за земање на отпечаток се употребувал гипсот и плочки од термопластичен материјал. Денес, двата материјали се целосно исфрлени од употреба од повеќе причини. Термопластичната маса на која во минатото како предност ѝ се припишувала можноста за повеќратна примена, но и прецизност на отпечатокот денес во ерата на AIDS и хепатитис таа е исфрлена од употреба. Гипсот е многу комплициран за примена, изразито непријатен за пациентот, се употребувал само во мешана дентиција кога забите сè уште немале изразен екватор, при што било можно отпечатокот да се извади од устата без кршење.

Алгинатите целосно ги задоволуваат современите барања: даваат доволно прецизен отпечаток за студиомодел, за работен модел на кој се изработува апарат, е прифатлив од страна на пациентот, се лесни за ракување и евтини (економични). Во секојдневната ортодонтска практика на материјалите честопати им се додаваат боја, вкус и мириси. Предност на алгинатните маси им е тоа што при употреба со адекватно избрани лажици добро се отпечатуваат високиот вестибулум или готското непце, а отпечатокот може лесно и брзо да се отстрани и од многу подминирани простори.

Обично за алгинатите како најголем недостаток се наведува можноста за брза деформација на отпечатокот. Затоа се нагласува потребата од моментно излевање на

моделот. Во ортодонцијата тоа не е толку важно како во протетиката посебно ако отпечатокот се зема за изработка на студиомодел. Секако, препорака е отпечатоците се излеат што побрзо или до излевањето да се чуваат во херметички затворени кутии со влажна хартија или газа. На тој начин би се спречило нивно сушење, односно бабрење што би се јавило доколку алгинатниот отпечаток се чува или транспортира во вода. Доколку отпечатокот е деформиран, тогаш и готовиот ортодонтски апарат нема да биде прецизен.

Излевање на отпечатокот

За изработка на студиски, работни или архивски модели се употребуваат различни видови на гипс. Работните модели се излеваат од тврд гипс, додека архивските се излеваат со тврд гипс со послаб квалитет. Поради тоа што честопати е неопходно моделите да се чуваат повеќе години, гипсот мора да биде многу квалитетен. Вообичаено тој е со бела боја, многу мазен (гладок) и прецизен, а во подобро опремени установи моделите се прекриваат со тенка заштитна пластична фолија со техника на топло пресување Биостар, Министар, Еркопрес (Biostar, Ministar, Ercopress).

За да се избегнат најчестите грешки кои се јавуваат при постапката на излевање (остаток на вода од испирање на отпечатоците, нечист сад или шпатула за мешање, прегусто или преретко замешан гипс, појава на воздушни меурчиња, кршење на моделот при ослободување од отпечатокот), е потребно строго да се почитуваат процедурите и по можност да се употребуваат пакувања и апарати за вакуумско мешање или вибратори за време на излевање на гипсот во отпечатокот.

Ситуационен и конструкционен загриз

Ситуационен загриз вообичаено се зема со розов восок. При тоа многу често се јавуваат грешки поради погрешно одбраниот материјал или неговата неадекватна примена. Материјалот не смее да биде мек на собна температура, туку на 40-55° C, за што обично се употребува водено купатило, а поретко пламеник. Во последно време се употребуваат материјали на база на поливинилсилоксан или винилсилоксан Бауер Мемосил, Кер Стат БР и сл. (Bayer Memosil, Kerr Stat BR), кои овозможуваат прецизна регистрација, брза работа и контрола на терапевтот за време на земање на загризот.

Конструкциониот загриз вообичаено се зема со помош на загризна шаблона која најчесто е во еден дел (непчен свод и бедеми) изработена од восок. Во последно време заради стабилност при загризување непчениот свод се изработува од акрилат каков што се употребува во протетиката за иста цел или од пресуван пластичен материјал со техниката на пресување Биокрил, Импрелон и сл. (Biocryl, Imprelon).

Материјали и методи за полимеризација кои се употребуваат за изработка на мобилни ортодонтски апарати

Акрилати за класична полимеризација: за изработка на мобилни ортодонтски апарати со години се употребува истата техника и материјал каков што се употребува за изработка на акрилатни протези. Апаратот се моделира од восок во кој се поставени ретенционите елементи (кукачки) или активните (лабијален лак, шrafoви, федери (пружини)).

Двата модели се заситуваат со вода и на нив се адаптира по една плоча загреан восок на која мора стриктно да се отслика, односно да го назначи релјефот на сите орални структури на кои апаратот налегнува (тврдо непце, rugae palatinae, raphae mediana, papilla incisive, оклузалните површини и инцизивните рабови, лингвалните и палатиналните површини на забите, како и гингивните сулкуси). Во долната вилица подминираниите простори не мора форсирано да се исполнат со восок, затоа што измоделираниот апарат не ќе може да се извади од моделот.

Границите на горната и долната восочна плоча зависат од видот на апаратот кој се изработува. При изработка на различни модификации на активатори, па и кај редуцирани, обично восокот (подоцна акрилатниот дел на апаратот) е поволуминозен, а кај на пр. Бионатор, тој е пограцилен. Кај некои апарати акрилатниот дел има целосно поинаков изглед. Кај регулаторот на функција според Френкел (Fränkelu), акрилатниот дел на апаратот е сместен вестибуларно, а само одделни жичени елементи се сместени орално. Кај некои апарати акрилатниот дел има облик на две плочи, а кај некои изгледа како бимаксиларен сплонт кој е понекогаш изработен од мек акрилат.

По прицврстување на лабијалниот лак и на останатите жичени елементи на гипсениот модел се додава нов слој на восок, обично во облик на потковица, во висина од околу 5 mm, кој овозможува спојување на двете половини (горната и долната) со помош на фиксатор и мерни спојки. Потоа се пристапува кон завршно обликување на апаратот со отстранување на вишокот од восок. Апаратот се пробува во устата, а постапката на моделирање завршува така што телото на бимаксиларниот апарат се измазнува на слаб пламен.

Пред да се постави во киветата, измоделираниот апарат се чисти (обезмастува) со алкохол за да се отстранат нечистотиите. Подлабоката половина од киветата се исполнува со гипс и во неа се поставува восочниот модел, косо под агол од 40 степени. Лабијалниот лак и

непчениот дел се поставуваат кон дното на киветата, а останатиот дел е слободен. Откако гипсот ќе се стврдне, се изолира со лак за изолација, се става и другиот дел на киветата и се полни со гипс до врвот. Кога гипсот ќе се врзе (стврдне), киветата се потопува во врела вода, се отвора и се отстрануваат остатоците од восок, а калапите се изолираат со лак. Киветата се исполнува со акрилат и постепено се притиска. Со стегач затегнатата кивета треба да се остави 15 минути, потоа се става во ладна вода, полека се загрева околу 30 минути до 65 -70°C. На таа температура треба да се држи 30 минути. Откако водата ќе зоврие киветата го започнала завршниот процес на полимеризација и киветата ќе вари во завршниот пола час.

По постепено ладеење на киветата бимаксилариот апарат се ослободува од гипсениот калап. По грубата обработка, се пресекува на местото каде е вграден шрафот (доколку е индициран). Следи фината завршна обработка и полирање, а потоа готовиот апарат му се предава на пациентот.

Скратена полимеризација: изработката на мобилни бимаксиларни апарати со скратена полимеризација е од поново време. Таа станала можна во последните десетина години со напредокот на технологијата, посебно во подрачјето на денталните материјали. Цел на оваа постапка е колку е можно повеќе да се намали работата на забниот техничар што ќе влијае и врз крајната цена на апаратот (економска исплатливост). Современите автополимеризирани акрилати значајно ја поедноставиле и забрзале изработката на мобилни ортодонтски апарати. Во почетокот се користеле само за изработка на активни плочи и некои интерцептивни помагала (вестибуларна плоча, коси рамнини, подбрадна капа), а денес вообичаено се употребуваат и за бимаксиларни ортодонтски апарати (активатор и негови многубројни модификации, бионатор и сл.).

Земање на отпечаток се изведува целосно идентично како и при изработка на апарати со класична постапка. Треба да се нагласи дека квалитетот на современите отпечаточни материјали (алгинати) толку се усовршил што апаратот може да се изработи без проба во устата на пациентот и без страв дека неговата изработка нема да биде соодветна.

Изработката на гипсениот модел и на базата е иста како и кај претходно опишаната постапка. Во поново време се развиени такви апарати и материјали за дублирање, па вообичаено целата постапка за изработка на апаратот се изведува на дупликати, а оригиналните модели се чуваат во пластични кутии (заради потребната дијагностика и документација).

Земањето на конструкциониот загриз не зависи од начинот на изработката и видот на апаратот.

Треба да се нагласи дека последните години, посебно во Канада и САД, се сè попопуларни бимаксиларните апарати. Кај нив конструкциониот загриз е често многу повисок отколку што е тоа вообичаено кај повеќето типични бимаксиларни европски апарати и модификации.

Фиксаторот во постапката за скратена полимеризација има нешто поинаква улога. Покрај тоа што ги фиксира моделите по земање на конструкциониот загриз, служи и за фиксирање на моделите до крајот на постапката за изработка на апаратот. По земање на конструкциониот загриз од пациентот, гипсените модели се артикулираат во ФКО фиксаторот. Овој фиксатор може да се употребува неограничено многупати, а за разлика од сите останати овозможува непречен пристап до сите делови од горниот и од долниот модел, нивното раздвојување и повторно враќање во иста позиција.

Ако се употреби split-cast (сплит-каст) варијантата на фиксатор, тогаш на моделите можат да им останат металните шини кои овозможуваат повторно истите модели да се постават во положба на фиксиран конструкционен загриз.

Понатамошната работа е всушност повеќефазна постапка, затоа што најпрво поединечно се изработуваат жичените елементи во горната, односно долната вилица. Во зависност од апаратот елементите можат да бидат многу различни.

Жичените елементи се изработуваат (виткаат) и се фиксираат со восок на моделите. Тие треба минимално да отстајуваат од забите, а ретенциите да бидат малку подигнати за да подоцна во тој меѓупростор навлезе акрилат и ги покрие ретенциите. По поставување на жичените елементи нанесува акрилатот со скратена полимеризациона техника, односно техника на накапување (ладна техника).

Акрилатите кои се употребуваат со оваа техника се со поинакви карактеристики од акрилатите кои се употребуваат вообичаено за топла полимеризација. Се произведуваат во многу фабрики во Европа и САД под различни комерцијални имиња.

Со примена на разни видови акрилати за автополимеризација, како што се на пр., Ortocryl (Dentaurum), Ortopoly (Polident) Steady - Resin S и Steady Resin M (Scheuc Dental) и слични, значајно се скратува процесот за изработка на ортодонтските апарати. Некои од акрилатите бараат процес на загревање под притисок, а за други е доволно по накапувањето да се остават кратко време во топла бања. Практиката покажува дека е најдобро сите вакви материјали се полимеризираат под притисок во посебен лонец, затоа

што на тој начин се постигнува поголема тврдост, а се намалува порозноста и количината на резидуален мономер.

Заштеда на време кај оваа постапка произлегува од исфрлање на некои работни фази, како што се моделирање во восок, вложување во кивета и замена на восокот со акрилат, кои се неизбежни фази при конвенционалната постапка на полимеризација. Скратената постапка и заштеда на материјал имаат и своја економска оправданост. Предностите на скратената полимеризација посебно доаѓаат до израз при изработка на едноставни ортодонтски апарати, како што се активните плочи, вестибуларните плочи, косите рамнини и сл. Денес во најголем број на случаи апаратите се изработуваат на овој начин.

Обично се применуваат **два начини: метод на накапување** (*спреј-техника, salt and pepper-техника*) и **метод на претходно мешање** (*premix -техника*).

Треба да се потенцира дека секој забен техничар ја модифицира постапката за изработка во склад со своите желби и навики што зависи од материјалот кој го употребува.

Понекогаш двете компоненти од акрилатот се мешаат и од кои се формира тесто со кое се моделира апаратот (*premix-техника*), првин на одвоени модели, а потоа во затворен фиксатор.

На овој начин е овозможено ракување со различна конзистенција на материјалот. Со нив апаратот може да се измазни така што дефинитивната обработка по полимеризацијата не би одземала многу време.

Понекогаш акрилатот со *спреј-техника* се наноси посебно на горната и посебно на долната вилица преку жичените елементи. Потоа од акрилатно „тесто“ се формира бедем кој се вметнува помеѓу горниот и долниот модел, а фиксаторот се затвора.

Нанесениот акрилат на двата модели може прво да се полимеризира, потоа да се вметне бедем меѓу нив и на крај акрилатот дефинитивно да се полимеризира.

Постои и можност за поставување на сите делови од ортодонтскиот апарат со **метод на накапување-спреј-техника** наеднаш. Но, тоа може да биде непрактично заради разливање на акрилатот што би довело до долготрајна обработка. Затоа кај ваквиот тип на техника е потребно првин да се постави восочен заштитен бедем, за да се спречи или намали претходно споменатото разливање на акрилатот.

Од тие причини техниката (*salt and pepper*) е модифицирана и унапредена со развојот и подобрувањето на материјалите. Карактеристика е тоа што течноста навлегува во

прашокот многу брзо, па доаѓа до брза и целосна апсорпција со што се оневозможува разливање на акрилатот.

По завршената полимеризација бимаксиларниот ортодонтски апарат се обработува со груба и фина обработка на вообичаениот начин, како што е веќе претходно опишано и му се предава на пациентот.

Техника на топло пресување (Биостар, Еркопрес): овие техники и материјали се воведуваат во ортодонцијата не само поради подоброто терапевско дејство, туку и поради економската исплатливост (од намалената цена на чинење).

Честопати воведување на нова техника е комбинација од веќе применуваната и новата. **Причина** за воведување на техниката на топло пресување, освен горенаведените се и следните: порозност, иритација на слuzницата, дејство на резидуалниот мономер, можност за алергиска реакција.

Техниките на топло пресување (Биостар, Еркопрес и сл.), во поголем број ги исполнуваат горенаведените услови, а се истовремено се намалуваат недостатоците на акрилатите. Најчесто се употребуваат поликарбонати, поливинили или акрилати кои порано биле фабрички полимеризирани во облик на плочи со различна дебелина, тврдост, боја и цврстина. Тие доаѓаат под различни фабрички имиња, како: на пример Биокрил, Биопласт, Импрелон, Импредур (Biocryl, Bioplast, Imprelon, Impredur) и сл. Во техниката се употребуваат апарати кои работат на принципот на позитивен или негативен притисок (вакуум пумпи), каде плочата која е претходно загреана со инфрацрвени топлински зраци во посебна кивета (комора) или без неа се пресува преку гипсениот модел. Со оваа техника може да се изработат различни апарати и помагала кои се употребуваат во протетиката и во ортодонцијата.

Жица за изработка на ретенциони и активни елементи

Жицата која се употребува во мобилната ортодонтска терапија не мора да ги исполнува строгите барања како при примена на фиксни ортодонтски апарати. Обично се употребува челична жица поради ниската цена, добрата отпорност на корозија и биокомпатибилноста. Во последно време на пазарот се продава во неколку типови.

Така, за изработка на лабијални, вестибуларни и палатинални лакови на функционалните апарати најчесто се употребува челична тврда жица (*hard*). Нејзината цел е што не врши голем активен притисок (дејство), затоа што не е потребна еластичност, ни активно

дејствување, туку жицата треба да налегне на забите. За изработка на ретенциони елементи (кукачки) и активни елементи (лабијални лакови, пружини и сл.) на плочести активни апарати, но и на некои функционални (Fränkel, Bimler) се употребува помалку или повеќе еластична жица (*spring hard, super spring hard*).

Споменатата челична жица во суштина е од хром-никел-челик и доаѓа под разни фабрички имиња зависно од производителот. Во последните неколку години, поради сè почестите алергиски реакции на никел, е технолошки пронајдена и подобрена жица каде никелот е заменет со манган и азот. На тој начин се намалуваат алергиските реакции, а се подобрува и еластичноста на жицата. Производителите посочуваат дека се работи за леена жица под висок притисок со дополнително полирање и термичка обработка, но не ги наведуваат прецизните детали за технолошкиот процес и состав. Сите челични жици кои се употребуваат во мобилната терапија можат многу успешно да се свиткуваат, термички да се обработуваат, да се заваруваат и лемат.

Ортодонтски шрафови (екстензори)

Ортодонтските шрафови претставуваат активни елементи кои се вградуваат во мобилните ортодонтски апарати. Во 1929 година е направен сензационален чекор во тогашната мобилна ортодонтска терапија. Тогаш Норд (Nord) ги опишал првите шрафови за мобилните апарати. Шрафовите имале едноставен навој со водилка низ цевче со закривени делови за ретенција. Тие се првите шрафови кои дозволувале дозирана и насочена примена на сили и претставувале основа за сите подоцнежни конструкции на шрафови вклучувајќи ги и денешните. Следната генерација на шрафови во својот состав ги вклучува двострано водените екстензори со различни големини. Ваквите шрафови најчесто се делат на затворени, редуцирани, скелетирани и целосно скелетирани. По воведување на новите материјали (каучукот е заменет со топлополимеризирани вештачки смоли) зачестиле механичките потешкотии, но и корозијата. Во седумдесеттите години од минатиот век е развиена третата генерација на стандардни и специјални шрафови. Нивна значајна особина е примена на современи материјали како што е V2A челикот, а благородните материјали како хромирано или пониклувано сребро и неблагородни челици речиси целосно биле исфрлени од употреба. Современите шрафови се состојат најчесто од три дела: *тело* со навои, *насочувачи* (кои го осигуруваат отворањето и ја оневозможуваат деформацијата на апаратот) и *куќиште* (кое ги штити осетливите делови и го ретинира шрафот во акрилатот).

Современите шрафови имаат можност да отвораат од четири до петнаесет милиметри, едноставни начин на активирање (со вртење), мали димензии, ситни навои кои не

делуваат на ткивата од усната празнина и се отпорни на корозија. Обично штрафовите се активираат за една четвртина завртување неделно. Претходно споменатите ситни навои осигуруваат ширењето да не е поголемо од 0,2 mm. Тоа е далеку под физиолошкиот праг на поместување на забите. Оттаму не доаѓа до никакви патолошки промени. Од времето на првите штрафови се конструирани различни типови на екстензори во голем број.

Dausch-Neumann во 1972 година наведува неколку стотини видови на штрафови кои се употребуваат во Европа.

Денес тој број е драстично намален, затоа што е сè почеста употребата на фиксните ортодонтски апарати и на Стариот континент. Треба да се напомене дека во САД никогаш не се употребувале повеќе од десетина типови на штрафови. Во Европа активните плочи најчесто се заменуваат со фиксни апарати, додека ретенционите апарати вообичаено не содржеле шраф. Употребата на шраф е главно во функционалните апарати, додека активни апарати со шраф сè почесто употребуваат стоматолози-неспецијалисти за третман на полесни аномалии.

Штрафовите можат да се **поделат во пет категории**: за поместување на еден заб, за паралелна трансверзална експанзија, за непаралелна трансверзална експанзија, за поместување на забите по должина на забниот лак и за корекција на меѓувличните односи.

На оваа основна поделба треба да се додадат и некои релативно ретко користени штрафови, како на пример оние за цепање на сутура медијана во горна вилица (цепање на непце), разни штрафови со тридимензионално отворање (Bertoni, Beutelspacher) микроштрафови, штрафови за ротација, штрафови за дијастеми, штрафови кои наместо екстензори имаат вградена пружина (федер) (Kunz-Rossi, Hausser), за кои се тврди дека поради еластичноста дејствуваат најефикасно и најприродно.

Сите современи штрафови се прилагодени за употреба при изработка на мобилни апарати и техники со скратена полимеризација и пресување. На средишниот дел од шрафот е поставен вертикален пластичен штитник чија цел е да ги заштити навоите од навлегување на акрилатното тесто. По полимеризацијата пластичниот штитник се отстранува, а отворите за клучот за активација на шрафот се слободни.

Материјали за изработка на фиксни ортодонтски надоместоци

Со појавата на Енгел (Eduard Angle-a) (1855.-1930) почнува втор и нов период за ортодонцијата.

Енгел во ортодонцијата го воведува поимот „Edgewise“, што значи странично, а потекнува од неговата идеја за страничното вкрстување на профилот на квадратната жица (со помала димензија) во соодветниот слот на бравицата.

Енгеловиот прв апарат се состоел од лак за експанзија или т.н. „E-Arch“ (1887). На првите молари се поставувал метален прстен со жлеб за поставување на дебела жица од вестибуларната страна. Забите кои биле поставени надвор од забниот лак биле поврзани со жичени лигатури. Поради тоа што контролата на забните поместувања при ваквата постапка била незадоволителна, Енгел подоцна поставувал прстени на сите заби. На прстените им се поставувале вертикални цевчиња (туби) во кои се вметнувале клинови заварени за лакот. Тој го конструирал овој апарат во 1911 година и го нарекол „Pin and Tube Appliance“. Изработката на таквиот лак барала големи вештини, па затоа многу ретко се употребувал.

Во 1916 година Енгел во ортодонцијата го воведува лакот „Ribbon Arch“ кој се применува без лигатури, а дејството на лабијалниот лак врз забите се пренесува по пат на прстени и бравички. Со овој вид на апарат било подобро механичкото дејство за транслаторно поместување на забите.

Во 1928 година Енгел ја вовел и развил „Edgewise Arch Mechanism“ техниката, односно мултипрстенест тип. Апаратот се состои од лабијален лак свиткан од жица и прицврстен во хоризонталните жлебови на бравичките од прстените цементиран на сите трајни заби. Лакот е изработен од четвртаста жица, со размер од 0,022 x 0,028 инчи.

Лакот се обликувал и поставувал така што неговите внатрешни површини се стеснувале кон забот, образот и усните, а се ширеле гингивно и оклузивно. На тој начин Енгел го осигурувал многу прецизното поместување на одделни заби (транслациски, ротациски поместувања и аксијални инклинации на забите). Оттогаш, па сè до денес фиксната техника доживеала многу промени и модификации во конструкцијата на прстените, бравичките и лаковите.

Главни елементи на оваа техника се жичените лакови и нивните прицврстени елементи односно бравички (bracket) и цевчиња (tube).

Денес најчесто бравичките се аплицираат директно на лабијалните или букалните површини на забите и тоа главно на инцизивите, канините и премоларите. Улогата на бравичката е да ја пренесува силата, односно дејството на силата од лакот врз забот. Жлебот на бравичките овозможува контрола на поместување во сите три димензии. На краевите се прицврстува жицата за бравичката. Поради својата важност бравичките биле подложни на разни модификации почнувајќи од Енгеловите со вертикални цевчиња, преку т.н. Ribbon arch бравички, Lewis-ови и Steiner-ови бравички со ротациски краци, па се до т.н. „сијамски близначки“. Карактеристика на edgewise бравичките е четириаголниот хоризонтален жлеб. Вертикалниот размер на жлебот одговара на димензиите на лакот. Најчести размери на жлебот на бравичките се 0,45 mm (0,018 инчи) и 0,55 mm (0,022 инчи). Цевчињата се најважни и најчесто се прицврстени елементи за прстените на моларите. Тие се поставени така што се паралелни со оклузивната површина и во линија со букалните тубери, а можат да имаат различна намена.



Слика 56. Материјали кои се употребуваат за изработка на фиксни ортодонтски надоместоци.

Позиционирањето на бравиците на забите се ориентира според оклузалните тубери и должинската осовина на забот. Наведените прицврстени елементи се фиксираат на забот со прстени (banding) и со адхезиви (bonding).

Прстени: ортодонтските прстени во фиксната ортодонтска терапија до пред петнаесетина години се адаптирале на сите заби, а денес нивната примена е ограничена на моларите, иако понекогаш се аплицираат и на премолари. Со години материјалот од кој се изработувале прстените битно не се променил, а тоа е хром-никел-челик. Тој е цврст и нееластичен материјал кој како таков е неопходен, затоа што прстенот мора прецизно да се адаптира (без да се деформира) на забот пред цементирање. Современите ортодонтски прстени имаат заоблени рабови, високополирана надворешна површина, лесно рапава внатрешна површина за подобра ретенција на цементот, со дебелина од 0,10 - 0,15 mm. Прстените се ласерски стандардно означени за точно да се знае и по две години во устата за кој прстен се однесува.

На овој начин е овозможено рециклирање, стерилизација и повторна употреба. На прстенот е фабрички ласерски заварено цевче, а во секојдневната практика можат да се употребуваат вообичаените апарати за точкесто заварување и лемење. Пред неколку години се појавиле позлатени прстени (Forestadent, ORMCO, TP) кои требало да ја намалат појавата на алергиски реакции, но не нашле широка примена.

Цементирањето следи по темелно чистење на забите и прстените. Вообичаено се употребуваат фосфатни цемента, а денес сè почесто се употребуваат јономерни кои имаат неколку предности: подобра ретенција, нерастворливост во плунка (што е посебно важно ако прстенот не е совршено адаптиран). Овие цемента отпуштаат флуор и на тој начин го елиминираат еден од најголемите проблеми - појавата на кариес покрај рабовите на прстенот или под него. Современите композитни цемента не се употребуваат за цементирање на прстени, затоа што при симнување на крајот од третманот тоа е речиси неможно.

Бравички: металните бравички имаат некои предности поради своите ретенциски својства. Тие се хигиентски беспрекорни, се отпорни на корозија и механички се многу отпорни на деформација. На надворешната страна имаат ретенција во облик на мрежа или перфорација со што се постигнува цврста врска меѓу бравичката и атхезивот. Употребата на пластични, керамички и комбинирани бравички е за подобра естетика.

Пластичните бравички забрзано се усовршуваат, затоа што имаат многубројни предности над керамичките и се многу поевтини.

Керамичките бравички често се кршат на краците, можат да ги абрадираат антагонистичките заби, а главен проблем им е што многу тешко се отстрануваат на крајот од терапијата. Понекогаш пукаат и нема можност да се симнат, па затоа мора слој по слој да се состружува. Во некои случаи пак, при нивното вадење доаѓа до пукање на глеѓта или на целата коронка од забот. На пазарот се сретнуваат „дебондинг“ апарати, тврди ласери кои со јаки и многу кратки импулси на струја го растопуваат композитот на базата од керамичката бравичка, но тие не се широкоупотребувани затоа што се скапи. Новите верзии на керамички бравички имаат композитна подлога за лесно симнување. Керамичките бравички мора да имаат претходно силанизирана површина за да можат да се фиксираат со вообичаените материјали.

Пластичните бравички се сè поквалитетни и се изработуваат од посебно засилена стаклопластика или некои композитни материјали. Некои верзии имаат и метален жлеб, што им дава предност која инаку ја имаат само металните бравички.

На пазарот се појавуваат и бравички кои се изработени од „егзотични“ материјали, како на пр. од индустриски сафир кои се транспарентни и многу отпорни.

Денешните современи бравички се лепат на забите со техниката „Direct bonding“. Основните принципи на оваа техника се:

1. чистење на забите;
2. максимално сушење на забите;
3. нагризување (јеткање) на забите со киселина (37% фосфорна киселина);
4. испирање со вода;
5. прилепување на бравичките со помош на атхезив.

Прилепувањето на бравичките обезбедува низа **предности** во однос на „класичната техника“ со прстени: нема сепарација на заби, нема адаптација на прстени, поседува естетска супериорност (пластични, керамички), попрецизно и поедноставно позиционирање, подобра состојба на гингивата, можна е конзервативна терапија на забите и во тек на ортодонтскиот третман, а можно е и рециклирање.

Методот има и **недостатоци**: послаба фиксација, намалена контрола при поместување на забите (затоа што на забот се дејствува со многу помала сила) и можност за појава на кариес. Недостатоците денес речиси се избегнати, воглавно поради сè подобрите материјали и поедноставени процедури за нивно прилепување.

Материјали за директно лепење на бравички: во 1995 година за првпат освен вообичаените композитни материјали се воведени и јономерите. Композитите кои се употребувале за оваа цел се со нешто поинакви карактеристики од оние кои се употребуваат во конзервативната дентална медицина. **Материјалите за лепење на бравичките** можат да се поделат на неколку основни групи:

Композитни двокомпонентни материјали (pasta-pasta, mix-техника). Првиот материјал кој се употребувал пред дваесетина години бил двокомпонентниот Concise - 3M. Тој бил составен од две пасти кои вообичаено се мешале. Обично се успевало да се залепат две до три бравички, па морало да се меша од почеток. По вообичаеното нагризување, плакнење и сушење, материјалот се премачкувал на површината на коронката и бравичката и веднаш се поставувала на забот.

Времето за лепење на бравичката е ограничено. Со материјалот се постигнуваат добри резултати и поради тоа некои ортоданти и денес се уште ја применуваат.

Меѓутоа, двокомпонентниот материјал е посоодветен за техниката на индиректно сврзување/бондинг, каде бравичката прво се прицврстува на гипсениот модел и тоа со помош на леплив восок или течен композит, па преку моделот и бравичката се зема отпечаток со гуменест силикон, винилсилоксан и слично, а потоа со Биостар или слична техника на пресување се изработува гуменеста плоча.

Потоа во топла вода се растопува лепливиот восок и отпечатокот се вади од моделот заедно со бравичките. На овој начин се добива „клуч“ во кој бравичките се фиксирани многу прецизно, а ретенционите површини можат дополнително да се исчистат или кондиционираат. Во устата забите се припремаат на вообичаениот начин. Материјалот за лепење брзо се наноси на ретенционите површини на бравичките. Претходно добиениот „клуч“ заедно со бравичките се поставува во устата. По стврднување на композитот, клучот и вишокот од материјалот се отстрануваат од устата. На овој начин сите бравички наеднаш се фиксираат во еден забен лак што овозможува временски скратена постапка. Овој метод денес сè поретко се применува и е ограничен на некои ретки техники каде бравичките се аплицираат на лингвалните површини на забите.

Композитни материјали (no-mix техника). Најчесто се употребува во современата ортодонција поради многубројните предности. Едната компонента е паста, а другата е обично течен гел која производителот ја нарекува прајмер, бондинг и сл. По вообичаената припрема на нагризување (јеткање) на забите, површината на бравичката се премачкува со прајмер. Потоа многу мала количина од добиената паста се наноси на бравичката и се лепи на површината на забот. Терапевтот има на располагање само 5 - 10 секунди за позиционирање на бравичката по што се притиска за да се прицврсти уште десетина секунди. Постапката е едноставна, ретенцијата е многу добра, а со голем број современи материјали е овозможено побрзо лепење на бравичките.

Светлополимеризирани материјали, се еднокомпонентни материјали, каде првин површината на забот и на бравичката се премачкуваат со **бондинг** или **атхезив**, па аплицираниот материјал се осветлува 20 секунди од оклузивната и 20 секунди од гингивната страна. Овој метод е бавен за искусен практичар, но соодветен за неискусен или побавен ортодонт. Времето кое е потребно лепење на бравичката во вистинска позиција е неограничено. Методот не е соодветен за индиректна техника и за употреба на пластични бравички. Во почетокот светлополимеризираниот материјал бил со ретка конзистенција, а денешните се тврди и не дозволуваат изместување на бравичката.

Јономерни материјали: треба да се напомене дека на пазарот се наоѓа само еден материјал од оваа група (Fuji Ortho LC - GC) кој припаѓа на најновата генерација, па затоа е

тешко да се зборува за искуства и резултати од него. Се работи за двокомпонентен материјал (прашок-течност) кој може да се употребува и без нагрзување (јеткање), што претставува голема предност. Постапката за нанесување на јономерниот материјал е следна: прашокот и течноста се мешаат во препорачаниот сооднос од производителот, но се подготвува за најмногу 3 до 5 бравички. Јономерот се нанесува на бравичката и се осветлува 40 секунди. Најдобро е да се постават одеднаш сите бравички и на крај да се осветлат. Постапката е релативно бавна, но може да се забрза доколку се употребуваат неколку лампи за полимеризација. Потрошениот материјал е поголем отколку кај по-mix техниката. Јономерот се препорачува за работа особено на млади доктори-почетници. Предноста на овој материјал е тоа што испушта флуор, што има кариес-превентивно дејство.

Жици: пред стотина години, кога почнала да се развива фиксната ортодонција во Соединетите Американски Држави, технолошките можности од тоа време не дозволувале широк избор на материјали. Како единствен избор во тоа време се наметнало златото. Златото било единствен материјал кој не кородирал во многу агресивните услови кои владеат во усната празнина. Со тогашната позната технологија за изработка на легури, (најчесто со платина и бакар), се осигурувала доволна еластичност за каква таква примена. Но, со напредокот на биомеханиката и сознанијата за биолошките реакции на ткивата кои настануваат со дејство на ортодонтски апарати станало јасно дека материјалите мора да исполнат и некои други услови освен еластичност. Подоцна златните легури биле заменети првин со челични легури кои биле биокомпатибилни, цврсти, еластични, а потоа и со пластични.

Најновите технолошки достигнувања се однесуваат на хром-никел-челичните легури кои се вметнале како основен материјал за изработка на жици во фиксната ортодонција, (прстени и бравички). Последните дваесетина години се воведени никел-титаниумски легури, титан-молибден легури, а во најново време и супереластични легури.

Карактеристики на ортодонтските жици: оптимално поместување на забите се постигнува со постепенa, но континуирана сила. За еден ортодонтски апарат да биде квалитетно изработен многу е важно на кој начин тој ќе се испланира, затоа што со правилна примена на силите ќе се постигне максимален резултат. Дејството на силите не смее да биде ниту пресилно ниту преслабо, ниту пак смеат премногу да варираат. Треба да се истакне дека силите не смеат нагло да се намалат без оглед дали станува збор за карактеристиките на материјалот или поради поместување на забите.

Особините на жиците кои се употребуваат во фиксната ортодонција најчесто зависат од составот на легурата, иако со неа би можеле да се постигнат и различни својства. Современо изработената жица за примена во фиксната ортодонција треба да ги исполни следните својства: добра еластичност, висок степен на пластичност, биокompatibilност, многу мало триење меѓу жицата и жлебот на браваичката, можност за едноставно лемење и заварување.

Еластичните својства на некој материјал се докажуваат при напор предизвикан од надворешно оптоварување.

Од анализа на ортодонските жици може да се заклучи дека тие претставуваат еден вид на мост (греди) фиксирани на еден или на двата краеви. Најважни својства на ортодонтските жици се силата, крутоста/еластичноста и растојанието. Секое својство може да се прикаже на дијаграм кој го прикажува односот меѓу оптоварувањето и отклонот (force-deflection) или оној кој го прикажува односот измеѓу напрегањето и деформацијата (stress-strain).

Карактеристични се три точки кои ги дефинираат својствата на материјалот. Најконзерватива точка е ограничената еластичност (точка која го означува моментот на првото забележливо отклонување или деформација).

Попрактичен индикатор е точката која означува деформација од 0.1% (Yield strength - YS). Максимално оптоварување што жицата може да го поднесе (ultimate tensile strength), е достигнато по трајна деформација поголема од YS. Оваа карактеристика ја означува максималната сила која жицата може да ја поднесе за да може потоа да се пренесе на пружината. Односот меѓу овие две точки многу повеќе варира кај новата никел-титаниумска легура отколку кај челичната жица.

Поголема еластичност на жицата овозможува појака активација при иста односно помала сила. Еластичноста во суштина значи дека жицата може повеќе да се витка, а да не дојде до трајна деформација. Современите еластични материјали можат да делуваат и неколку месеци, по што можат да се стерилизираат и повторно да се употребат. Ова е особено важно во почетните фази на третманот (нивелација) затоа што речиси во целост го осигуруваат дејството без патолошки промени.

Еластичност е карактеристика која овозможува виткање на одредени елементи кои се употребуваат во одделни фази на третманот (стоп, лооп, петелка и сл.). Оваа карактеристика му е потребна на докторот за да може полесно да го обликува лакот. За третманот пластичноста не е посакувана, затоа што жиците кои го имаат ова својство под дејство на температурата во устата се деформираат после што стануваат еластични.

Крутоста (load deflection rate) претставува јачина на силата со која жицата дејствува. Големата крутоста ја прави жицата стабилна, но со преголеми сили, додека ниската крутоста овозможува биолошки послаби сили, но жицата е нестабилна. Идеален спој би бил стабилна жица и слаба сила што е невозможно.

Биокомпатибилноста вклучува отпорност на корозија, но условите кои владеат во усната празнина треба да бидат неутрални, односно не смеат да дејствуваат штетно. Треба да се напомене дека сè почесто се регистрираат алергиски реакции на никел, а поретко на хром.

Преголемото триење може освен да ја забави терапијата т.е. поместувањето на забите, исто така да дејствува и врз забот носач, па дури да доведе и до негово губење. Со помало триење може многу да се забрза терапијата. Честопати се случува при нормална функција, жицата да лизне на една страна од забниот лак и се провре преку цевчето на последниот катник. На тој начин врши притисок и ги трауматизира меките ткива. Поради тоа последните две, три години во средина на лаковите фабрички се прават мали отвори, дупчиња (dimple) кои го оневозможуваат лизгањето.

Можноста за лемење и заварување е важна поради додавање на секундарни елементи на лаковите (кувачки, јамки и сл.).

Златни легури: денес во ортодонцијата не се употребуваат, а содржат злато, сребро, бакар, никел, платина и паладиум. Отпорноста на корозија е неограничена, исто како и можноста за лемење. Силите со кои златните жици делуваат се помали од силите кај челичните жици. Основна причина поради која овие жици не се применуваат е високата цена. Понекогаш само Crozatoва-та направа и денес се изработува од злато, во склад со оригиналниот дизајн од почетокот на минатиот век.

Челични легури: денас најмногу се употребувани. Најчесто се составени од: 71% железо, 18% хром, 8% никел и помалку од 0,2% јаглерод.

Овој вид жица најчесто се нарекува 18-8 stainless steel. Висок модул на еластичност и висока ригидност можат да доведат до оштетувања во почетните фази на терапијата, посебно ако жицата е предебела. Ако жицата е претенка, тогаш стабилноста и контролата на поместување се намалени. Поради тоа во почетните фази на терапијата се применуваат испреплетени (twist flex) жици со ефект „челично јаже“. Жицата е со иста дебелина како и стандардните, но оваа е направена од неколку потенки испреплетени жици.

Ефектот од оваа жица е што ја прави поеластична за да делува со помала сила. Во почетокот се произведувале и применувале жици испреплетени од три нишки, подоцна од пет, а во последно време и од седум до осум жички. Во последно време се употребуваат и четвртести испреплетени жици. Челичните жици можат термички да се обработуваат за да се намали внатрешната напнатост, а да се зголеми еластичноста. Проблем при примена на овие жици е релативно брзата деформација, поради што лаковите мораат често да се менуваат или активираат. Овие жици можат добро да се лемат и заваруваат, а се отпорни на корозија. Отпорноста на корозија доаѓа од релативно високиот процент на хром.

Најчести оштетувања на меките ткива се предизвикуваат во завршните фази на терапијата кога се применуваат четвртести и дебели жици кои се имаат поголема сила.

Хром-кобалт легура: оваа легура се состои од кобалт, хром, никел, молибден, железо и манган. Легурата е изразито пластична што е многу поволно за изработка на најkomplицираните елементи на лаковите. Еластичноста може да се зголеми со термичка обработка (480°C) за време од 7 - 12 минути што доведува до рекристализација. Тогаш својствата стануваат слични на оние кај челичната жица со иста дебелина. Се произведуваат во четири бои: сина, жолта, зелена и црвена, а според бојата се определува еластичноста.

Кај сите видови Elgiloy жица се препорачува термичка обработка за да се намали свивањето што може да доведе и до кршење. Овие жици делуваат подолго од челичните можат да се лемат и заваруваат, а се отпорни и на корозија.

Титаниумски легури: во клиничката практика се применувани од 1972 година, иако Nitinol-от е измислен во раните шеесетти години од минатиот век. Името му доаѓа од кратенката Ni- од никел, Ti- од титан, Nol- од Naval ordnance laboratory. Се состои од околу 52% никел, 45% титан и 3% кобалт. Бета-титаниумот (ТМА) е развиен подоцна (ORMCO), има добар однос меѓу крутоста и еластичноста, делува со појаки сили од Нитинолот, а со послаби од челичната жица. Може да се леми и заварува, релативно лесно се обликува дури и кај најkomplицираните облици. Нитинолот се применува во почетните фази на терапијата кога е потребно да се применуваат послаби сили. Тој е со висока еластичност, но има ограничена пластичност која оневозможува изработка на поkomplицирани елементи на лаковите или мини шрафчиња. Најчесто се применува во техниката на рамен лак (SWA). Во раните фази од терапијата можно е да се употреби четвртеста жица и да се започне со истовремено нивелирање, торквирање, ангулирање и ротирање на забите. Не може да се леми ни да се заварува, а поподложни се на корозија од останатите ортодонтски жици.

Нитинолот е развиен пред сè за вселенската програма заради извонредното својство за сеќавање или попознат како мемори-ефект. Тоа е способност на жицата да се врати во првобитната форма по одреден степен на загревање. Некои нови облици од оваа легура (кинески Ni- Ti) имаат т.н. супереластични својства. Тоа е својство на жицата да делува со иста сила независно од силата за активација и на тој начин општетувањата на меките ткива се сведени на минимум.

Гумени и пластични активни елементи: гумичките за интермаксиларно влечење, гумените сепаратори, елементите за екстраорално влечење и слични елементи, се изработуваат главно од современи силиконски материјали. Тие во минатото се изработувале од природна гума. Силиконските материјали се поотпорни на дејството на оралната средина и се со подолготрајно дејство. Главен проблем на сите видови на гуми е можноста за апсорпција на влага и губење на еластичноста за време од 24 - 36 часа.

Пружини: пружините за влечење, за потиснување и слични елементи, се изработуваат од челични или никел-титаниумски легури и имаат исти својства какви што имаат жиците од истите материјали.

19. ДЕНТАЛНИ КЕРАМИЧКИ МАТЕРИЈАЛИ

Во денталната медицина и нејзините одделни дисциплини постојано се употребувале и се употребуваат најразлични видови на материјали кои во помала или поголема мера го надоместуваат пред сè функционалниот, а потоа и естетскиот момент. Со примена на керамиката во шеесеттите години од минатиот век, докторот по дентална медицина и забниот техничар постигнуваат значителен прогрес во воспоставување на функцијата и естетиката. Денес слободно може да се каже дека керамиката завзема прво место во денталната протетика со успешни и неповторливи резултати.

Од археолошките наоѓалишта ширум светот е докажано дека првите керамички предмети се пронајдени во Кина и Египет. Предмети со вистинска порцеланска смеса, од стаклеста маса, за првпат се произведени во Кина 700 години п.н.е. Затоа Кина се смета за татковина на порцеланот. Такви порцелански предмети подоцна се појавиле и во Европа за нив се смета дека потекнуваат од периодот помеѓу 14 и 15 век.

За потеклото на зборот „керамика“ има повеќе објаснувања. Името керамика потекнува од Стара Атина од местото Каремајкос каде занаетчиите-грнчари готовите производи ги

нарекувале „керамос“ т.е. грнчарија. Другото објаснување за потеклото е од латинскиот збор „порцелана“ што значи морска школка со мазна, бела куќичка.

Примената на керамиката започнала во Англија во 1838 год., а во Америка во 1844 год. Развивањето на науката и технологијата овозможил конструирање на првата керамичка печка во 1884 год., од страна на фирмата Кастер. Со оваа печка се изработувале првите Цекет коронки. На тој начин керамиката на голема врата влегува во денталната медицина.

Што претставува керамиката?

Керамиката се дефинира како неметална, неорганска смеса, комбинирана со силикати. Од технолошки аспект керамиката се карактеризира како цврст, неоргански, безметален и високотоплив материјал. Атомите кои учествуваат во градбената структура на керамиката се големи и лесно се врзуваат за помали атоми, како на пример со атомите на силициумот. Во кристалната решетка на керамиката се наоѓаат јонски и/или ковалентни меѓуатомски сили. Тие на керамиката и ги даваат својствата, како што се: стабилност, тврдост, цврстина, хемиска и термичка отпорност, топлинска експанзија и др.



Слика 57. Керамички материјали и изглед на заб фасетиран со керамички материјали.

Керамиката незаменлива ја прават и нејзините **особини** и тоа:

- голема биокомпактибилност;
- мала акумулација на плак;
- не делува штетно на гингивата (токсично, канцерогено, алергиско);
- отпорна кон корозија и абразија;
- камелеонски ефект (бојата и изгледот одговараат на ткивото што го заменува);
- лесно и едноставно се обликува и обработува и
- остварува хемиска врска со металот.

Состав на керамичката маса

Основата на керамиката или порцеланските маси е **кварц, каолин и фелдспат.** Современите керамики во основа ги содржат истите елементи со додавање на други

кристални минерали во матриксот. Гледано под микроскоп има неправилна форма од кристали и ситни тела со остри рабови кои се составен дел на иситнетиот фронт (нецелосно истопено стакло). Неговата густина се зголемува за време на печење на керамиката (контракција на керамичката маса).

За време на печењето керамиката минува низ повеќе зони:

А. Сува зона - прва и основна зона која може да се следи со голо око. Со стартување на печката до одредена температура се овозможува течноста од керамиката да испари, а средствата за бојење на керамичкиот материјал да исчезнат.

Б. Зона на жарење - тоа е зона која започнува непосредно по првата и трае сè до максималната температура на печење. Во оваа зона разликуваме две подзони:

- Зона на синтерување во цврста состојба и

- Зона на синтерување во течна состојба.

В. Зона на топење - со зголемување на температурата се топат остриите агли и рабови на атомите од керамиката, а потоа се заоблуваат и се приближуваат едни кон други. Тоа води кон целосно спојување и формирање на тркалезни честички.

Г. Зона на ладење - таа е од извонредно значење за керамичките маси особено кај металкерамиката. Овозможува намалување на напнатоста на порцеланскиот објект, но доколку не се внимава може да доведе и до негово пукање. Затоа ладењето се одвива постепено и бавно.

Од особена важност при печење на керамиката е и фазата на кристализација на леуцитот ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) бидејќи со неа се одредува степенот на **топлинскиот коефициент на истегнување (ТКИ)**. Со зголемување на учеството на кристалите, ТКИ се зголемува, а со поголема застапеност на стаклото во смесата, ТКИ се намалува.

Поделба на керамичките маси

Поделбата на керамичките маси е врз основа на:

А. Составот односно типот на керамиката

1. обични (фелдспатски) керамички маси составени од кварц, каолин и фелдспат, и

2. инфилтрирани (алуминиумоксидни маси), маси со додатоци на инфилтрирани кристали Al_2O_3 , ZrO_2 и $MgAl_2O_4$.

Б. Според начинот на обликување и зацврстување:

1. со синтерување;
2. со леење;
3. се обликува машински.

В. Според температурата на печење:

1. ***ултраниска (<850°C)***, се најнови керамички маси за изработка на безметална керамика;
2. ***ниска (850-1100°C)***, се керамички маси за изработка на металкерамика;
3. ***средна (1100-1300°C)***, за изработка на џекет коронки и
4. ***висока (>1300°C)***, овие маси не се употребуваат, бидејќи науката оди кон пронаоѓање на керамички маси со помала температура на печење.

Г. Според местото на нанесување

1. ***опакер*** (заматувач), ја прекрива металната основа, има извонредни механички карактеристики и претставува базична компонента на керамиката;
2. ***дентин***, потранспарентен материјал од опакерот кој ја имитира глејта на природниот заб;
3. ***емајл-глеј*** керамика-целосно транспарентна, го формира надворешниот, површински дел од надоместокот;
4. ***глазура***-нискотоплив транспарентен дел од керамиката. Со него се премачкува целата површина на керамичкиот надоместок. Со нејзина помош керамиката по печењето поминува во стаклеста форма. Глазурата дава финален изглед и сјај.
Коефициентот на термичката експанзија е значително помала за разлика од КТЕ на дентинот и глејта заради врската помеѓу металот и керамиката.
5. ***специјални ефекти*** - се ставаат во дентинот и во глазурата со цел да се постигне посакуваниот ефект и посакуваната боја. Тоа се т.н. интензивни и ефекти.



Слика 58. *Керамички материјали според местото на нанесување при фасетирање.*

Д. Според примената на надоместоците, керамиката е поделена на:

1. металкерамички коронки и мостови;
2. безметална керамика;
3. CAD/CAM технологија;
4. вештачки заби за тотална протеза;
5. керамички и металкерамички имплантанти.

А.1. Обични (фелдспатски) керамички маси

Овие маси се викаат и обични бидејќи ги имаат основните три (3) главни состојки:

фелдспат, кварц и каолин.

Фелдспатот го има во природата во форма на алкални алуминиумски силикати. Познати се калиумовиот фелдспат-ортоклас, натриумов фелдспат-албит, калциумов фелдспат-анорит, литиумов фелдспат-шподумен.

Во денталната медицина е значаен ортокласот ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) бидејќи на висока температура од $1.530^{\circ}C$ леуцитот целосно се растопува, а со понатамошно жарење се заоблуваат острите агли и преминува во течна состојба. Со постепено ладење преминува во стаклеста форма. Растопеното стакло има способност во себе да растопи големо количество на кварц и каолин и некои метални оксиди со што се добива траен сјај.

Кварцот во природата се сретнува во повеќе форми, алотропски модификации: кварцит, кварцен песок, кремен и гангкварц. Кварцот претставува анхидрат (SiO_2) на силициум диоксид кој има точка на топење $1700^{\circ}C$, и голема тврдост, 7 според МОС-овата скала. Во денталната керамика се употребува кварцниот песок. Во природата се наоѓа во кристална форма. Растопениот кварц поминува во кварцно стакло кое е отпорно на пукање при ненадејни температурни разлики, бидејќи има мала моќ на експанзија и контракција. Пропушта ултравиолетови зраци и можност за двојно и интензивно прекршување на

поларизационата светлина. Кварцот во составот на керамиката овозможува тврдост и отпорност кон механички сили.

Каолин е глина која името го добила од ридот Каолин во Кина. Се наоѓа во хидратен облик на алуминиум силикат со две молекули на вода ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 + 2H_2O$). Во природата никогаш не е чиста, бела, ситна прашина, туку секогаш е измешана со железо, варовник и со песок кои се отстрануваат со интензивно миеење. При моделација на керамиката каолинот ја дава потребната пластичност на формата. Во поново време тој е исфрлен од употреба, а на негово место се додаваат органски материји како шеќер и скроб (декстран) кои при печењето согоруваат без остатоци.

Добивањето на обични керамички маси започнува со механичка обработка на фелдспатот и кварцот (дробеење, ситнење, сепарација, сортирање). Дробеењето се врши во барабани, а со помош на магнетни сита се отстрануваат металните состојки. Потоа добиените состојки во машини за топење се мешаат и се врши фритување (мешање, топење, калење). Зажарената стаклена смеса се полива со ладна вода која се распаѓа во делови наречени фритови. Тие се мелат со специјални тркалезни мелници при што се добива саканата смеса.

За боење на керамичката маса се додаваат метални оксиди кои имаат својство да ги имитираат пигментите на природните заби. Тие се стабилни на температура, а хемиски се инертни.

Најчесто се користени:

- титанов оксид (дава жолта боја);
- ураниумов оксид (портокалова боја);
- кобалтов оксид (сина боја);
- бакарен и хромов оксид (зелена боја);
- никелов оксид (сива боја) и
- иридиумов оксид (црна боја).

За боење на керамичките маси се додаваат органски бои за да се разликуваат при моделацијата едни од други. Органските бои согоруваат во текот на печењето.

Карактеристики на керамиката

Керамиката ја карактеризира **цврстина, тврдост** (се одговорни за трајноста на готовите протетички изработки), и **опацитет** (кој зависи од разликата на индексот на прекршување на светлинските зраци). Како неорганска смеса односно материјал поседува:

- **хемиски** особини;

- **физичко-механички** карактеристики;
- **естетски** перформанси.

Хемиски карактеристики: керамиката е биокомпатибилна и хемиски инертна. Во текот на постапката на глазирање се добива висок степен на глаткост, мазност, полирана површина. Оттаму не постои никаква можност за ретинирање на храна, појава на наслаги или дентален плак. Ова е значајна предност на порцеланот споредено со акрилатните маси.

Негативна страна на керамиката е нејзината тврдост во споредба со природните заби, па затоа се појавува абразија кај забите антагонисти. Отпорноста кон абразија и потисната, или компресиона цврстина е доста голема. Топлотната спроводливост е многу мала, па затоа и коефициентот на термичката експанзија е мал. Досегашните испитувања покажале дека КТЕ е приближен со природните ткива, односно, КТЕ на керамиката и на металната легура за порцелан се приближно ускладени што е од голема важност за квалитетот на готовиот надоместок.

За да се добие квалитетен металкерамички надоместок е неопходно КТЕ на керамиката бидејќи значително помал од КТЕ на металот. На тој начин се добива точна градација на нанесувањето, почнувајќи од опакерот, дентинот и глазурата. Доколку КТЕ не е избалансиран можно е да дојде до пукање на керамиката. При печење на керамиката се појавуваат и порозности кои се должат на неправилната и несоодветна работа со неа. Максимално дозволена граница на вакви порозности се 16 пори (гледано под лупа), односно поголем број од нив ја намалува транспарентноста. За да се избегнат вакви несакани особини е **неопходна примена на печење со вакуум.**

Естетските карактеристики на керамиката не смеат да се занемарат, бидејќи таа го постигнала највисокиот дострел во денталната индустрија. Физиолошки, природниот заб има светложолта боја со транспарентни инцизивни рабови и апроксимални страни кој со тек на време постепено се абрадира, се губи транспарентноста, од остри рабови добиваме заоблени итн. Таквите ефекти можат да се добијат со керамиката. Формата, бојата и ефектите зависат од тимската работа, но и од умешноста и способноста на забниот техничар и докторот по дентална медицина.

Површината на релјефот е исто така многу важна, бидејќи е одговорна за рефлексивна светлината. За успешно направен протетички надоместок се смета оној кога спореден со глејта на соседниот природен заб ги поседува истите сјајни рефлектирачки површини.

Алуминиумоксидни керамички маси

Важна состојка на современите керамички маси е кристалната супстанција од чист алуминиумоксид (Al_2O_3) во замена на кварцот (SiO_2) со што го добиле името алуминакерамика. Алуминакерамиката има поголема еластичност во споредба со обичните фелдспатски керамички маси. Честичките на Al_2O_3 се доста цврсти и многу отпорни на удар.

Гледани под микроскоп пукнатините имаат различна форма и големина. Кај обичните керамички маси таа е доста широка и голема. Кај керамика со дополнителни оксиди пукнатината се насочува кон средина при што ги заобиколува честичките. Со непрекината пукнатина се простира од еден на друг крај. Кај алуминакерамиката пукнатината не ги заобиколува честичките, туку поминува преку нив.

Честичките на Al_2O_3 му даваат отпор на ширењето на пукнатината со што се зголемува цврстината на керамиката. Врската измеѓу честичките на алуминиумоксидот и керамиката е без внатрешен напон, а коефициентот на експанзија е ист.

Алуминиумоксидот ја зголемува опалесценцијата која кај металкерамичките изработки се добива во опакерот, а кај безметалните керамики во керамичката кошулка.

Во оваа група на инфилтрирани керамички маси спаѓаат и керамиките со присуство на **спинел минералот** (MgAl_2O_4). Спинелот се јавува во форма на стакло кое може да биде обоено или необоено, помалку или повеќе транспарентно и нетранспарентно. Таквата керамика се користи за изработка на инлеи и онлеи, но и за керамички кошувки за фронтални заби. Тоа е т.н. спинелкерамика од фамилијата на Вита позната како (Vita in Ceram Spinel).

Во групата на најсовремени инфилтрирани керамики спаѓа и цирконија. Во неа се присутни оксиди од цирконија ZrO_2 . Има исти својства како спинелот, а овозможува и добро вентилно затворање. Погодна е за изработка на мали мостови во бочната регија (Vita in Ceram Zirkonia).

Хидротермални керамички маси

Се добиваат со топење на кварцно стакло **SiO_2** . Хидроксилниот ОН-јон под дејство на водена пареа се вклопува во решеткастата структура на силициум диоксидот. Добиената материја се вика **хидротермално стакло**. Овие порцелански маси се разликуваат од обичните поради променета хемиска структура, поголема густина, хемиски се постабилни и поотпорни, коефициентот на термичкото истегнување е поголем, но опаѓа површинскиот напон, температурата на топење, но и тврдоста. Хидротермалната керамика има предност бидејќи при изработката на металкерамичките надоместоци мора да се користат метални

легури со поголем процент на чисто злато. За бојата на хидротермалната керамика се одговорни кристалите на леуцитот при што се добива т.н. „**камелеонски ефект**“.

На нашиот пазар од хидротермалните керамички маси е присутна Duceram-LFC која се пече на температура од 660°C до 680°C. Важно е да се каже дека и по цементирање можат да се состружуваат и полираат надоместоците, бидејќи тие на површината создаваат тенок еластичен слој од SiOH - силициум хидрооксид кој ги залева микропукнатините.

Со новата нанотехнологија се прават напори за производство на нискотопиви керамики во кои ќе се вметне употребата на златните легури.

Стаклести гласкерамички маси

Научникот Стукеј во 1957 год. го открил процесот за премин на керамиката од фаза на стакло во фаза на кристали. Уште во текот на фритувањето (топењето) од фазата на стакло со понатамошно загревање се формираат кристални никулци кои во процесот на термичка обработка се вградуваат во стаклестиот матрикс и на тој начин се обезбедува контролирана кристализација. Тогаш стаклото преминува во керамика-**керамизација**, а добиената керамика се вика **стаклеста гласкерамика**.

Првата стаклеста гласкерамика е добиена од страна на Стукеј и е позната како Discog маса. Со процес на надворешна површинска кристализација се добиени стаклести маси на IPS – Empres и Kogum.

Стаклестите керамички маси се составени од силициум диоксид SiO₂, алуминиум диоксид Al₂O₃, магнезиум оксид MgO, калиум оксид K₂O и магнезиум флуорид. За зголемување на цврстината на овие маси се додава алуминиум оксид и циркониум диоксид.

Предноста на овие маси е тоа што при печење контракцијата се компензира со додавање на стакло и силиконска смола кон основниот состав. Тие при жарење се врзуваат и формираат соединение наречено магнезиум-алуминиум рубин (MgAl₂O) кое е со поголем волумен. Експанзијата на стаклестата керамичка маса е усогласена со експанзијата на масата за вложување. Научните истражувања и тестови за токсичност, хемолиза, мутација, чувствителност на кожата покажале негативни резултати, но и голема подносливост од страна на меките орални ткива.

Керамички материјали кај кои се применува техниката на леене-пресување



Слика 59. Литиум дисиликатна стаклокерамика- Initial LiSi Press u GC Initial IQ - Press Concept.

Керамички блокови се во употреба уште од 80-тите години на XX век за компјутерска изработка на фикснопротетички изработки. Од нив се изработуваат инлеи, онлеи, џекет коронки, фасети и мостови. Блокчињата за CAD/CAM техника можат да бидат изработени од сите видови на керамички материјали: фелдспат или алуминакерамичка маса, стаклокерамика, циркониум диоксид, легури за металкерамички надоместоци и акрилатни материјали за изработка на привремени надоместоци.



Слика 60. Керамички блокови: синтерувану Lithium silicate керамички блокови за CAD/ CAM техника, VruxZir Milling Blanks блокови u GC Initial Zirconia Disk.

Режењето на целосно синтеруваните блокчиња од циркониум диоксид е неекономично, затоа што материјалот е многу тврд, процесот на режење е подолготраен, инструментите за режење брзо се трошат и треба почесто да се заменуваат. Затоа се препорачува дисковите и блоковите да бидат изработени од **пресувана прашина од циркониум диоксид** со помала тврдост која обезбедува полесно и побрзо режење. Во зависност од видот на стабилизаторот (магнезиум или итриум оксид), се разликуваат две различни микроструктури. Циркониум керамиката покажува одлични механички својства, висока јачина, тврдост и цврстина и обезбедува одлични можности за употреба во деналната протетика.

Познати **методи** на работа се:

- MCS - Meshanable Ceramic System,
- CAD/CAM – Computer Aided Designe,
- Compjuter Aided Manufacturing.



Слика 61. Апаратура за CAD/CAM технологија со која се врши интраорално скенирање и дизајн на надоместоците.

Компјутерската машинска обработка-CAD/CAM (од англ. Computer-aided desing/computer-aided manufacturing), за првпат е воведена во 1980 г. од Mormann и Brandestini во Цирих, Швајцарија и секојдневно се усовршува. Денес постојат различни системи кои моќен компјутер со скенер, монитор и апарат за режење.



Слика 62. Лабораториски CAD/CAM систем. (Courtesy of Sirona Dental Inc., Charlotte, NC.) .

Накратко **принципот на работа** е: препарираниот заб во усната празнина или отпечатокот или работниот модел се скенира, а добиената информација се испраќа во компјутерот. На мониторот со специјален софтвер виртуелно се моделира конструкцијата.

Тридмензионалниот модел на конструкцијата се снима во компјутерот. Се избира керамичко блокче со соодветна големина и боја и се монтира во апаратот за режење. Режењето на керамичкото блокче се врши со водено ладење и координирани компјутерски

движења на инструментите (дијамантски и карбидни) за режење. За одредено време од керамичкото блокче се оформува протетичкиот надоместок. Ова е најсовремениот начин за изработка на безметална керамичка конструкција.



Слика 63 . CAD/CAM техника: а) избор на керамичко блокче според големината на надоместокот, б) оформување на керамичкото блокче во апаратот за режење и в) изрежан протетички надоместок.

После режењето протетичките надоместоци се синтеруваат во специјална печка на температура од 1350 до 1550°C.



Слика 64. Изрежени протетички надоместоци од пресуван прашок на циркониум диоксид подготвени за синтерување.

Постојат голем број на производители на керамички маси кои се регистрирани како **брендови**.

In Ceram – Vita

- *in ceram ALUMINA* - за антериорни коронки и соло коронки во постериорна регија. Таа има 500MPa флексибилност, цврстина и висока трансlucentија;

- *in ceram ZIRCONIA* - за коронки и мостови. Таа има 700MPa флексибилност, цврстина и висока трансlucentија.

IPS – Empress 2

Втора генерација од револуционерниот систем на естетската стоматологија, но за разлика од *IPS – Empress 1* сега *IPS – Empress 2* се користи за коронки и мали мостови.

Vita Omega 900

Се употребува за металкерамичка изработка на коронки и мостови со повеќе членови и ламинати. Карактеристично за **Omega 900** е дека абразијата е иста како кај природните заби, има голема цврстина, лументентни и флуоресцентни компоненти кои се блиски со природниот заб.

Classic porcelan-Ivoclar

- **IPS Classic B** -се употребува за металкерамички коронки и мостови. Индициран е за предни и задни коронки и мостови.

- **IPS design** - флуорапатитни кристали (десинг), претставуваат добра копија на природните заби.

- Ivoclar Procera

Тој е 99,9% алуминиум оксид. Најголем степен на флексибилност дава Procera, на второ место е In-Ceram, и на крај Empress 2. Се користи за коронки и мостови. Во составот се присутни циркониум оксид и титаниум.

Во семејството на IVOCLAR најнов систем е GES-GOLD-ELECTROFORMING SYSTEM. Дентаурум: TRICERAM (titan) TiO₂, TRICERAM (titan i zirkonoxid), CARMEN (metalceramic) и CCS (compact ceramic system).

20. МАТЕРИЈАЛИ ЗА ОТПЕЧАТУВАЊЕ И ДУБЛИРАЊЕ

Целта на денталните материјали за отпечатување е да се добие точна репродукција на забите и меките ткива од устата во форма на негатив. Добиениот негатив треба целосно да ја копира состојбата во устата и се нарекува отпечаток. Всушност отпечатокот претставува прва конкретна фаза за конструирање и реализација на денталните надоместоци. Излевањето на отпечатокот е со одреден материјал и тоа најчесто со гипс. Од него (негатив) се добива позитив (репродукција на меките ткивата и забите). Значи се добива копија од забите, гингивата, слузокожата на алвеоларниот гребен и другите делови од устата во истите величини и односи, но од соодветен материјал од кој е излиен моделот.



Слика 65. Различни видови на материјали за земање на отпечатоци.

Целта на денталните материјали за отпечатување е да се добие точна репродукција на забите и меките ткива од устата во форма на негатив. Вака добиениот негатив целосно ја копира состојбата во устата и се нарекува отпечаток. Всушност отпечатокот претставува прва конкретна фаза во конструкцијата и реализацијата на денталните надоместоци. Излевањето на отпечатокот е со одреден материјал, а тоа најчесто е гипсот, се добива позитив-репродукција на копија од забите, гингивата, слузокожата на алвеоларниот гребен и другите делови од устата во истите величини и односи, но од материјалот од кој е излиен моделот.

Материјалот за отпечатување треба да ја репродуцира ситуацијата во устата само ако се внесе во течна или пластична состојба, а по стврднување треба лесно да се отстрани од усната празнина. Отпечаточните материјали кои имаат низок вискозитет помалку ги оштетуваат и поместуваат меките ткива и се наречени **мукостатични**, а оние од вискозен материјал се наречени **мукокомпресивни**.

За изработка на различни видови на протетички надоместоци (коронки, мостови, мобилни протези итн.) и ортодонтски апарати е потребно да се изработи прецизен модел кои ќе ги пренесе оралните структури на пациентот. Подоцна на вака подготвениот работен модел во забнотехничката лабораторија ќе се изработат соодветни надоместоци.

Отпечаточните материјали треба да задоволат одредени **услови**, од кои најважни се:

- **прецизност**, затоа што од неа зависи и прецизноста додека надоместокот се изработува. Изработениот надоместок во ниту еден случај не може да биде попрецизен од отпечатокот од кој е излиен работниот модел. За постигнување на што поголема прецизност значајни се реолошките својства на отпечаточниот материјал. Поседување на вакви својства на материјалот ќе му овозможи доволно низок вискозитет со што прецизно и точно ќе се отпечатат и најситните детали. Затоа докторот треба да работи побрзо за да не дојде до зголемување на вискозноста (се јавува во тек на врзување);
- **димензионална стабилност**, димензионалните промени кои се однесуваат на реакцијата на врзување т.е. стврднување на материјалот треба да бидат незначителни или минимални, слично на димензионалните промени кои настануваат во тек на чување на отпечатокот (до излевањето);
- **еластичност**, отпечаточниот материјал мора да биде еластичен додека се вади од устата за да поткопаните (подминирани) места останат отпечатени без искривувања (дисторзии);
- **способност да премине од пластична или течна во тврда состојба**;

- **лесно да навлегува** во најситните длабочини и поткопани места на забите и меките ткива;
- **компатибилен**, со материјали за излевање на отпечаток, едноставна примена, да останат постојани и по излевање на моделот;
- **нештетен**, отпечаточниот материјал мора да биде нетоксичен и антиалергичен, ниту за пациентот ниту за персоналот што работи со нив;
- **пријатен за пациентот**, со пријатен вкус, мирис и боја;
- **соодветно време на врзување и лесно да се вади од устата**;
- **стабилен на деформација**, отпечаточниот материјал при вадење од устата, односно при работа во лабораторија треба да остане во стабилна состојба и да не се деформира;
- **можност за дезинфекција**, отпечатокот не смее да претставува извор на зараза во ординација или во лабораторија;
- **економичен**, треба да биде евтин, економичен, да може да се употребува во секоја ординација и да не бара посебна апаратура.

Тоа се група на материјали со различни својства што се употребуваат и во клиничката и во претклиничката практика за земање отпечатоци од усната шуплина. Исто така, служат и за земање на отпечатоци од фантоми за претклинички вежби, како и за дублирање на работни модели во забнотехнички лаборатории.

Според состојбата во која се наоѓаат по врзување на материјалот и вадење на отпечатокот од устата на пациентот (шема според проф. Е. Мирчев), се поделени на четири групи, и тоа:

А. Тврди отпечаточни маси:

1. Гипс за отпечатување
2. Цинкоксидеугенол пасти (ZOE)
3. Акрилатни маси за отпечатување.

Б. Пластични отпечаточни маси:

1. Термопластични маси (штенц, кер, купровент)
2. Восоци за отпечатување (восочни маси)
3. Гутаперка
4. Шелак-базни плочи (помошни термопластични маси)

В. Еластични отпечаточни маси:

1. Хидроколоиди

- Реверзибилни
- Иреверзибилни хидроколоидни маси.

2. Еластомерни, гуменести маси за отпечаток

- Полисулфиди, меркаптани, тиоколи
- Силикони
- Полиетри, полимери.

Г. Маси за дублирање

Отпечаточните материјали се делат на **нееластични и еластични**.

Нееластични материјали се: гипс, композициски термопластични маси, цинкоксидеугенол пасти, восоци. Овие материјали се нарекуваат и класични отпечаточни материјали, а денес ретко се употребуваат како отпечаточни материјали. Нивната примена денес е како помошен материјал и материјал за земање на меѓувилчен загриз-регистрат (однос на долната кон горната вилица).

Тврди отпечаточни маси

Главна карактеристика на овие маси е тоа што по замешување се потполно пластични и како такви се нанесуваат во лажицата за отпечатување. Потоа се внесуваат во устата каде постепено ја губат пластичноста. По стврдувањето (врзување) остануваат тврди, а во понатамошната постапка се излеваат со гипс по што се добива работен модел.

1. Гипс за отпечатување

Гипсот за отпечатување почнал да се применува во средината на минатиот век. Првобитно бил користен за изработка на отпечатоци за парцијални протези, а потоа и за изработка на тотални протези, коронки и мостови.



Слика 66. Гипс за отпечатување.

Со воведување на материјалите за отпечатување кои имаат подобра моќ на репродукција, подобра прецизност и се попријатни за пациентот, гипсот како материјал за отпечатување е исфрлен од употреба во ординациите, бидејќи работата со него е потешка и понесигурна.

2. Цинкоксидеугенол паста

Таа е двокомпонентна маса спакувана во туби со полуеластична конзистенција со трајна и многу широка примена во денталната медицина. Цинкоксидеугенолот се користи во терапија на длабок кариес, за привремено затворање на кавитети, за привремено цементирање на фиксни изработки, за отпечатоци, за функционален отпечаток на



беззабни вилици или кога нема поткопани места.

Слика 67. Цинкоксидеугенол паста.

Современите цинкоксидеугенол паста на пазарот се наоѓаат во две туби од кој едната е основна маса, бело обоена која содржи: цинкоксид - основна маса, калафониум - дава термопластични својства и ја намалува лепливоста на пастата и магнезиумхлорид - служи како активатор. Инертните масла ја овозможуваат конзистенцијата на пастата и го намалуваат несаканото дејство на еугенолот врз усната лигавица.

Втората туба е најчесто со црвена боја, служи како катализатор и содржи еугенол, калафониум и разни масла кои служат за омекнување и хомогенизација.

Начин на употреба: На блок за мешање непосредно пред употребата се истиснува еднаква количина од двете туби и со метална шпатула се меша околу 30-60 секунди додека не се добие хомогена смеса по боја и конзистенција. Се наноси на сува индивидуална лажица со која се зема отпечаток. Времето на врзување односно времето кога отпечатокот може да се извади од устата изнесува од 3 до 5 минути. Дефинитивното врзување е во наредните 10 до 15 минути. На времето на врзување влијаат количината на активаторот, температурата и влажноста на работното поле. Со додавање на неколку капки вода за време на мешањето се скратува времето на врзување. Одделување на лажицата со термопластична маса за функционален отпечаток од работниот модел, се постигнува со

потопување на моделот во топла вода во која масата омекнува. Остатоците од масата се чистат со тампон од вата натопена во бензин или алкохол. Функционалните отпечатоци земени со овие маси се одликуваат со јасна и верна репродукција на работното поле, со мазни површини кои овозможуваат добивање на прецизен гипсен работен модел. Отпечатоците се димензионално стабилни и не мора веднаш да се излеваат. Пред излевање не е потребна изолација освен промивање со вода.

3. Акрилатни отпечаточни маси

Самоврзувачките акрилати се применуваат за земање отпечаток, бидејќи се доста прецизни и тврди со што се одбегнува деформацијата. Најчесто со нив се зема отпечаток од каналот на коренот за изработка на метална леана надградба.



Слика 68. Самоврзувачки акрилат за земање на отпечаток.

Овие маси се составени од прашок (**полимер**) и течност (**мономер**). Прашокот и течноста се мешаат во одреден сооднос, секогаш придржувајќи се кон упатствата на производителот. Добиеното акрилатно тесто служи за земање на отпечаток и за оформување на вентилниот раб на акрилатната индивидуална лажица. Бидејќи мономерот е клеткин отров треба да се внимава да не дојде до оштетување на лигавицата. Оштетувањата се спречуваат со примена на разни изолациски средства како вазелин и други.

Пластични отпечаточни маси

Тие се најстари маси за земање на отпечаток. Уште во 1860 година Кристофер Штенц ја произвел првата термопластична маса и според неговото име е наречена штенц маса. Во оваа група спаѓаат:

1. Термопластични маси (штенц, кер, купровент);
2. Восоци за отпечатување (восочни маси);
3. Гутаперка;
4. Шелак-базни плочи (помошни термопластични маси).

1. Термопластични маси. Самото име кажува дека овие маси со загревање на одредена температура стануваат пластични и во таква состојба се внесуваат во устата, а потоа по

ладењето (спонтано или со помош на вода) се стврднуваат и се вадат од устата. На тој начин можат да се добијат отпечатоци од поединечни препарирани заби, под услов да не се подминирани, затоа што термопластичната маса по ладењето станува крута и не може да се извади без деформација или кршење. Кај беззабни вилици термопластичните маси се користат за отпечаток на цели вилици, но под услов подминираноста на алвеоларните гребени да не е многу изразена.

Термопластичните маси се мешавина од повеќе компоненти:

- **восоци**, кои се застапени како природни и синтетички, а тоа се: пчелин восок, парафин, стеарин и стеаринска киселина кои на термопластичната маса и даваат пластичност. Восоците без оглед дали се природни или вештачки ја даваат основната карактеристика на термопластичните маси, а тоа е со зголемување на температурата стануваат пластични, а со снижување се стврднуваат. Бидејќи мономерот е клеткин отров треба да се внимава да не дојде до оштетување на слузокожата. Оштетувањата се спречуваат со примена на разни изолациски средства како вазелин и други.

- **природни смоли**, како копал, шелак и калафониум на термопластичните маси им обезбедуваат кохезивност, компактност и умерен степен на лепливост.

- **полнител**, ја намалуваат лепливоста и ја даваат потребната цврстина. Тоа се: креда во прав, талк, глина и некои други.

- **Бои**

Термопластичните маси на пазарот се наоѓаат во **два основни облици**:

а) Штенц - костетал



Слика 69. Термопластична маса штенц.

Таа е термопластична маса со црвена боја. На собна температура е тврда и крта. Под притисок лесно пука. Се произведува во вид на тркалезни плочи со дебелина од 5 mm. Се употребува за земање на отпечаток со лажица од антагонисти или од вилица без заби и без поткопани места. Служи како анатомски отпечаток за изработка на индивидуална лажица.

б) Кер термопластична маса



Слика 70. Кер термопластична маса.

Оваа маса е бела, зелена или бакарно обоена. На собна температура е тврда и крта. Се произведува во вид на тркалезни прачки со должина од 10 cm и пречник од 10 mm. Служи за отпечатоци со бакарен прстен, за отпечатоци во загриз преку напасувани прстени, за двојни отпечатоци, за функционален отпечаток од беззабна вилица.

Загревањето на термопластичните маси во мали количини се прави директно на пламен од шпиритусна ламба (за полнење на бакарен прстен, **за формирање на вентилен раб**). Загревањето треба да биде внимателно за да не дојде до прегревање зошто тогаш прегоруваат некои нејзини составни елементи и на тој начин се губат нејзините својства.

Загревањето на масите во голема количина се врши на температура од 50° до 700° C и тоа во сад со топла вода. На дното се става газа или платно за да не дојде до залепување. Рамномерно размекнатата маса се поставува на сува лажица за отпечаток без ретенции. Лажицата со масата повторно се потопува во топла вода за да не се омекне изладениот површински слој и да се зарамни површината. Тогаш се внесува во устата и на вообичаен начин се зема отпечатокот.

Лоша страна на овие маси е што додека се пластични навлегуваат во поткопаните места на забите и меѓу забите. По стврднување вадењето од овие места е скоро невозможно. Друга лоша страна на овие маси е што не можат да се стерилизираат и се за еднократна употреба.

2. Восоци за отпечатување. Восокот како отпечаточен материјал е познат многу одамна, но повеќепати бил исфрлен од употреба поради нецелосното стврднување и лесното деформирање. Во последните години усовершените восочни маси наоѓаат примена за отпечатување на беззабни вилици, за анатомски и за функционални отпечатоци. На

температура од усната празнина овие маси се пластични, а продолжената пластичност им дава можност за земање прецизни отпечатоци од базата.

Овие маси се со посебен состав, но обично содржат калафониум, парафин, борова смола, пчелин восок и боја. Се пакуваат во мали метални кутии од 80 до 100 gr што е доволно за функционален отпечаток. Постепено се загреваат на пламен на температура до 90°C. На температура од 50°C се пластични, а се топат на температура од 75 до 80°C. На лажицата се нанаесуваат со четка. По потреба може да се додава нова количина при што и стариот и новиот материјал се слеваат без траги. На температура од устата ја задржуваат својата пластичност што им дава можност за продолжено време за формирање на функционалниот отпечаток. Пред да се извади отпечатокот од устата се лади со вода и се излева веднаш, а ако не постои можност, тогаш треба да се чува во сад со ладна вода. Работата со нив е лесна. Отпечатувањето трае подолго поради корекциите, а отпечатоците се прецизни. Некои од нив можат да се стерилизираат (реверзибилни) и можат да се употребуваат повеќепати.

3. Гутаперка

Се добива од посебен вид дрвја - каучук што растат во Индија и Борнео. Тоа е еден вид исушен млечен сок кој потекува при засечување на кората од овие дрвја. Ако се помеша со парафин и полнители се добива термопластична маса која има примена во денталната практика.



Слика 71. Гутаперка во облик на колчиња и стапчиња.

Како дентален производ доаѓа во **три** облици:

- а) **во облик на стапчиња**, бело и розово обоени, кои служат за привремено затворање на кавитети. Со загревање на температура од 40-50°C, гутаперката станува пластична и со помош на пластичен инструмент се нанесува во кавитетот;
- б) **во облик на колчиња** со различна дебелина (служат за затворање на каналите при ендодонски третман);
- в) **во облик на плочи** за компресивни функционални отпечатоци.

4. шелак-базни плочи (помошни термопластични маси).

Се употребуваат повеќе како помошни термопластични маси за бази на восочни шаблони. Има две форми, за горна и долна вилица. Со загревање стануваат пластични по што се адаптираат на моделите;



Слика 72. Шелак базни плочи.

Еластични отпечаточни маси

Тие се отпечаточни маси во тврда состојба, помалку или повеќе еластични, што им дава посебни индикации за употреба. Манипулирањето со нив е поедноставно што довело до исфрлање од употреба на некои класични материјали кои се користеле за отпечатување. Се употребуваат за земање на прецизни отпечатоци од целокупниот виличен фундамент, независно дали е со заби или беззабен. Лесно навлегуваат во поткопаните места, а по врзувањето со употреба на мала сила, лесно се одвојуваат од фундаментот. По одвојувањето е потребно кратко време отпечатокот да може да се стабилизира и да ја задржи правилната форма, по што може да се излева.

Тука се вбројуваат **двете големи групи** на еластични материјали:

1. Хидроколоидни отпечаточни маси кои можат да бидат:

- а. Реверзибилни, и*
- б. Иреверзибилни хидроколоидни маси.*

2. Еластомерни (гумени) маси

- а. Полисулфидни*
- б. Силикони*
- в. Полиетри, полимери.*

3. Хидроколоидни отпечаточни маси

Хидроколоидните отпечаточни маси не сметајќи ги термопластичните маси и гипсот, се најстари маси. Пронајдени се во 1925 год. Тие се природни еластични маси кои се сретнуваат во две форми: реверзибилни и иверзибилни. Хидроколоидните маси содржат вода и можат да примаат вода.

а. Реверзibilни хидроколоидни маси

Реверзibilните хидроколоидни маси се наоѓаат во гел-состојба. Под дејство на температура преминуваат во сол-состојба што се ползува за отпечатување и добивање на модели за изработка на подвижни и фиксни протези.

Состав на реверзibilните хидроколоидни маси: агар-агар, калиумфосфат, боракс, полнило (талк), боја, органски материи (влакна на целулоза) и вода.

Овие маси за употреба доаѓаат пакувани во туби и шприцеви. Масата во туба е погуста, со поголема вискозност поради што не дозволува да истече од лажицата за отпечаток. Таа е црвено обоена.

Масата во шприц е потечна. Течната сол-состојба лесно истекува преку шприцот и се нанесува околу забите. Таа е бело обоена.

Лажиците што се употребуваат за отпечатување со овие маси се специфични. Имаат **посебни елементи за ретенција на масата** за лажицата, но и двојни сидови меѓу кои протекува студена вода за ладење на отпечатокот.

б. Иреверзibilни хидроколоидни маси – алгинати

Тие се отпечаточни маси пронајдени во 1940 година. Вилинг ја открил способноста на алгинската киселина со некои повеќевалентни метали да гради соли во форма на еластичен гел. Алгинската киселина се добива од морските алги. Бидејќи се мешаат со вода се нарекуваат хидроколоиди. До денес овие отпечаточни материјали многу се усовршени и речиси наполно го истиснале гипсот како отпечаточен материјал.



Слика 73. Иреверзibilни хидроколоидни маси – алгинати, отпечатоци од горна и долна вилица.

Алгинатот е мек прашок, составен од повеќе компоненти, од кои најмногу се застапени: натриумов (калциумов, амониумов) алгинат, калциумсулфат, натриумфосфат, неутрално полнило, боја, ароматични супстанции и коригенси.

Ароматичните супстанции и коригенсите им даваат пријатен мирис и вкус што ја олеснува работата бидејќи лесно ги поднесуваат и преосетливите пациенти, особено децата. Бојата е најчесто розова. Алгинатните маси се употребуваат за земање анатомски отпечаток од делумно и тотално беззабна вилица, за добивање модели за изработка на загризни шаблони, индивидуални лажици, за отпечатоци за антагонисти, студиомодели, ортодонтски апарати и друго. Заради својата еластичност овозможуваат земање на отпечаток и кај диспаралелни заби и подминирани места.

Начин на подготовка:

Одредена количина прашок се става во еластичен гумен сад. Постепено се додава точно одредена количина вода мерена со мензура. Соодносот меѓу прашокот и водата (течноста) е 1:1. Се меша со широка шпатула, притискајќи ја масата по сидовите од гумениот сад за да се постигне рамномерно навлажнување на прашокот. На тој начин се постигнува хемиска реакција на компонентите од масата. Се меша сè додека не се добие хомогена смеса со погодна конзистенција за земање на отпечаток. Времето на мешање изнесува 30-60 секунди. Замешаната смеса се наноси во лажица и се зема отпечаток. На температура од усната празнина почнува хемиската реакција и по одредено време се добива нерасторлив еластичен гел. Брзината на врзување зависи од хемискиот состав, солите на олово, манган, температурата на прашокот, температурата во просторијата и особено температурата на



водата која треба да изнесува од 18-24°C.

Слика 74. Подготовка на иреверзибилни хидроколоидни маси.

Времето на врзување не треба да биде ниту многу долго, ниту многу кратко, туку 4-5 минути. По врзување, отпечатокот се вади и се промива од плунката и од крвта со млаз од вода. За 10-15 минути треба да се излее со гипс, односно време додека не настанат димензионални промени. Доколку алгинатот не се излее веднаш, тогаш отпечатокот треба да се завитка со влажна газа или лигнин за да не дојде до негово сушење и контракција, што би довело до деформирање. Исто така, е неправилно и долго оставање на алгинатот во вода зошто тој впира вода, по што масата набабрува и се јавуваат димензионални промени.

На контракцијата на масата истотака влијае и лажицата за отпечатување, бидејќи материјалот нема способност за лепење за металот и лесно се одвојува од него. За таа цел се користат посебни фабрички перфорирани лажици. Масата излегува низ дупчињата, а по врзувањето го ретинира отпечатокот за лажицата. Кога нема соодветна лажица можат да се употребат и стандардни фабрички лажици со мазни ѕидови.

Притоа:

- лажиците се обложуваат со фластер на внатрешната страна и на рабовите со што се обезбедува ретенција;
- на лажицата се нанесува, т.е. се накапува добро загреан леплив восок, особено на рабовите за да се добијат ретенциони места;
- на стандардната лажица се нанесува специјален леплив спреј што овозможува ретинирање на алгинатот.

Ретенциите се потребни за да не дојде до одвојување на отпечатокот од лажицата, бидејќи добиениот модел од таков отпечаток ќе биде деформиран и истиот нема да претставува верна копија на состојбата во устата.

Отворањето на отпечатокот треба да се изврши **веднаш** по врзувањето на гипсот поради:

- исушениот алгинат потешко се одделува од гипсениот модел и може да предизвика кршење на одделни заби од моделот.
- долгото неодвојување на алгинатниот отпечаток од моделот доведува до нагризување на гипсот, при што се јавува белузлав брашнест слој преку забите и моделот. Тој при допир со прсти се отстранува од моделот и го прави нерамен и непрецизен.

2. Еластомерни - гумени еластични маси за отпечаток

Еластомери е заедничко име за полисулфиди, силикони и полиетрини еластични отпечаточни маси што се ползуваат во современата дентална практика. Имено, еластомер укажува на две основни својства на овие маси: еластичност, што означува дека се еластични по врзувањето и по полимеризацијата. За разлика од хидроколоидните маси, овие не содржат и не примаат вода и затоа се хидрофобни. Основната одлика на еластомерните маси им е полимеризација во присуство на катализатори, како резултат на што се добива специфична тридимензионална мрежеста структура која им ја обезбедува еластичноста на овие отпечаточни маси. Уште се познати како гумени маси бидејќи по полимеризацијата тие се поеластични што придонесува да бидат широкоприфатени во стоматолошката практика. Се карактеризираат со голема репродуктивна вредност. Тие

даваат верна копија од забните површини, меките ткива и особено од поткопаните места на коронките на забите, интерденталните простори, инклинираниите и непаралелни заби, дефектите на забите и поткопаноста на беззабните вилични продолженија.



Слика 75. Еластомерни - гумени еластични маси за отпечаток.

Ова се постигнува благодарение на нивните заеднички особини: флуидност во моментот на отпечатувањето, еластичност по полимеризацијата, голема димензионална стабилност (еластичност, цврстина, експанзија, контракција).

Еластомерните маси се делат на: полусулфиди, силикони и полиетри или полимери.

Се мисли дека силиконите се најпрецизни, по нив се полиетрите, а на крај се полисулфидите. Секако дека и овие маси имаат свои недостатоци, но тие се помали во споредба со другите отпечаточни маси.

Едноставната примена честопати доведува до зголемена самодоверба дека овие маси се се моќни. Тие се квалитетни и даваат добри резултати ако се исполнат условите при нивното користење, а тие се: правилно мешање, употреба, задолжителна подготовка на гингивалниот сулкус за отпечатување, благовремено излевање и др. Треба да се запази пропишаното време за подготвување и времето за врзување, но тие се различни за секој претставник од еластомерните маси.

а. Полисулфиди

Тие се синоними за групата на еластомери. Почнале да се употребуваат во 1954 година, а претставуваат синтетички производи врз база на индустриски полимери, слични на каучукот. Тие се во вид на паста пакувани во две туби, од кои едната туба е со бело обоена боја и содржи полимер, обично полусулфиден каучук, а цинкоксидот и калциумсулфатот служат како полнило. Воедно содржи и олеинска киселина која ја забавува и регулира хемиската реакција.

Другата паста е спакувана во метална туба, кафеаво обоена и содржи активатор, оловодиоксид, пластификатор, полнило, сулфур, боја, коректор на вкусот и друго. Оловниот диоксид со кафеава боја во допир со ткивото, го обојува и не може да се

отстрани. Се претпоставува дека има штетно дејство на кожата и слузокожата. Затоа е подобро да користат катализатори кои не се штетни.

Од двете туби се истиснуваат еднакви количини. Пастите се мешаат при што настанува хемиска реакција. Двете паста се мешаат на стаклена плочка или на хартиено блокче, во сооднос што го препорачува производителот, додека смесата не стане хомогена.

Полисулфидните маси се произведуваат според три степени на вискозност, и тоа: обична, течна и густа. Обичната или ретка маса со ниска вискозност се нанесува со шприц околу препарираните заби.

Густата маса со голема вискозност се нанесува на индивидуалната лажица што се користи за отпечатување според шприц-методот или двојно мешање при еднофазно отпечатување.

Полисулфидните маси со средна конзистенција се употребуваат за отпечатоци во мобилната протетика. Отпечатоците **се излеваат по 20 минути, максимум до еден час**. Полисулфидите во полимеризирана состојба се нерастворливи. Недостаток им е лошиот вкус што доаѓа од сулфурот.

б. Силикони

Силиконските еластомерни отпечаточни маси се комбинација од органски и неоргански соединенија. Неорганскиот дел го сочинуваат силициумот и кислородот, наизменично поврзани во синџир. Овие отпечаточни маси ѝ припаѓаат на групата маслени силикони кои во својот состав содржат и полнител. Во практиката се испорачуваат во две форми, како тесто или паста и катализатор (паста или течност).



Слика 76. Силиконски маси за земање на отпечаток и катализатор.

Основна маса е полиметилсилаксан, магнезиумоксид, полнител (калциумсиликат) и боја и коригенс.

Процесот на врзување на силиконските маси се одвива под влијание на хемиска реакција, на собна температура, со катализатор. Истиот е пакуван во посебни шишенца за дозирање во капки или во туби во вид на паста. Како катализатор се користат комплексни органски соединенија на калајот, како што се: дибутилкалаен, дилауринат и тетраетиллоксилан.

Масите треба да се чуваат добро затворени особено катализаторот кој може да кристализира поради што се намалува квалитетот, а може да дојде и до затнување на цевчето преку кое истиснува. На силиконските маси, силициумот и кислородот им даваат особини слични на стаклото или порцеланот и тоа: подносливост на високи температури, мала согорливост и голема хемиска отпорност. Овие отпечаточни маси се доволно флуидни, еластични, лесни манипулација со што се овозможува да се добијат прецизни отпечатоци. Главниот недостаток им е димензионалната нестабилност.

Врз база на спецификацијата АДА (американска дентална асоцијација) **силиконите според вискозноста се поделени во 4 групи:**

- **силикони со течна конзистенција**, се употребуваат во фиксната протетика за земање на еднофазен отпечаток според шприц-методот, за корективни отпечатоци и во мобилната протетика за функционален отпечаток.

- **силикони со мека конзистенција**, се нанесуваат во прелиминарниот отпечаток како корективна маса или во индивидуалната акрилатна лажица за отпечаток со шприц еднофазниот метод на отпечатување.



Слика 77. Аплицирање на силиконски маси со мека конзистенција во гингивниот сулкус.

- **силикони со висока конзистенција**, служат за оформување на вентилните рабови.

- **силикони со конзистенција на тесто** (стакларски кит), се употребуваат за прелиминарни отпечатоци кај корективниот метод на отпечатување. Исто така, се користат и за изолација на заби и моделирани површини.

Катализаторот може да предизвика алергиска реакција поради што треба да се биде внимателен при работата со силиконите и да се избегнува директен контакт со него. Тоа

значи дека смесата треба да се меша со шпатула на стаклена плочка, а потоа да се гмечи со раце и со гумени ракавици. **Времето на врзување** трае од 5-6 минути.



Слика 78. Начин на подготовка на силиконска смеса за земање на отпечаток.

в. Полиетри - полимери

Основната составна компонента е полиетерполимер, а се присутни и дополнителни материи, како полнило, коректори за вкус, мирис, боја.



Слика 79. Полиетри-полимери и отпечаток.

Во трговијата се испорачува спакуван во две пасти. Едната е основната маса, а другата е катализаторот. Се карактеризираат со доволна флуидност во моментот на отпечатувањето, еластичност по полимеризацијата, димензионална стабилност и се лесни за манипулација. Времето на врзување и пластичност е подолго отколку кај силиконите, а пократко отколку кај полисулфидите. Овие маси споредено со силиконите и полисулфидите имаат поголема димензионална стабилност. Отпечатоците се многу прецизни.

Светлополимеризирани материјали за земање на отпечатоци

Во поново време на пазарот се појавија и светлополимеризирани материјали. Тие се составени од смола на полиуретан диметакрилат, SiO₂ полнило кое придонесува за на светлосното зрачење, пластификатор, боја и стабилизатор. Се додаваат активатори кои овозможуваат полимеризација на составните делови во присуство на извор на светло со бранова должина од околу 480 nm т.е. конвенционални стоматолошки лампи за полимеризација на композитот. За да може да се изведе светлосната полимеризација,

сосем е логично да се употребуваат посебна апаратура и материјали за изработка. За ваквиот вид на полимеризација се употребуваат просирни лажици изработени од полистирен. Стоматологот може да го контролира времето на манипулација во устата (кое практично е неограничено), т.е. време кога започнува врзувањето на отпечаточниот материјал и моментот на вклучување на лампата за полимеризација.

Маси за дублирање

При изработка на протетички надоместоци во фиксна и мобилна протетика претставува неопходна потреба за изработка на два целосно идентични модели. Доколку се земат два идентични отпечатоци од ист материјал за ист пациент, тогаш тие нема да ги дадат посакуваните резултати. Вака земените и добиени отпечатоци меѓусебно се слични, но и различни. Токму од тие причини (да се минимизираат негативностите) е воведен систем на двоен модел (кој е идентичен на оригиналот), а се добива со помош на т.н. дублирање на работниот модел, со посебни материјали познати како средства за дублирање.



Слика 80. Материјал за дублирање и апарат.

Во **фиксната протетика** со употреба на еластомерни маси за отпечаток, може од истиот отпечаток да се излее и едноподруго да се добијат два идентични модели на кои може да се моделира и да се контролира надоместокот.

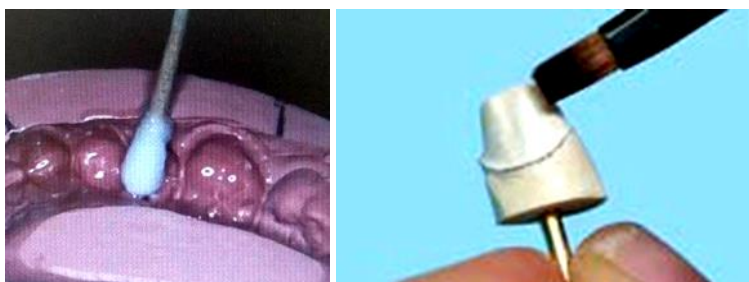
Во **мобилната протетика** особено за изработка на протези со метален скелет императив е изработка на двојни модели. Постапката на дублирање се изведува со посебни материјали, познати како материјали (средства, маси) за дублирање.

Основната компонента на масите за дублирање е **агар-агар**, алгинат, желатин, еластични смеси и друго. Во секојдневната практика најчесто се употребуваат средствата за дублирање врз база на агар-агар. Дублирањето се прави во посебни кивети (од метал или пластични). Моделот претходно се изолира, отстојувајќи во вода околу 20 минути. Материјалот за дублирање (гел) се ситни, а потоа постепено се загрева додека не премине во полутечна (сол-состојба) конзистенција. Моделот се става на средина од киветата, а

преку отворите од киветата се истура полуизладениот гел-материјал за дублирање. По ладење на материјалот за дублирање, моделот внимателно се вади, а добиениот негатив (отпечаток) се излева со потребниот материјал за вториот модел (гипс, маса за вложување, пластични маси).

21. СРЕДСТВА ЗА ИЗОЛАЦИЈА И ДЕЗОКСИДАЦИЈА

Во текот на технолошкото креирање и оформување на денталните надоместоци (при излевање на отпечатоци, работни модели, работа со метали, акрилатни и композитни смоли), се користат материјали за изолација. Тие овозможуваат некои површини да станат непропустиви, да се одвојуваат една од друга (гипсот од работниот модел лесно да се одвојува од гипсот за отпечатување) или пак, да се спречи транспарентноста на металните површини преку површините на фасетките.



Слика 81. Постапка на изолација на отпечатоци и подвижни забни трупчиња.

Со цел да одговорат на својата намена, средствата за изолација треба да поседуваат одредени **квалификации**, а тие се: да се аплицираат во многу тенок слој; да не ја менуваат или раствораат површината на која се нанесуваат; лесно да се нанесуваат; да овозможат сигурна ретенција за површината на која се нанесуваат; и лесно да се отстрануваат од површината.

Во зависност од тоа **какви се, за која намена и за кои материјали се користат**, се класифицираат во **пет групи**:

1. Средства за изолација на гипс од гипс;
2. Средства за изолација на гипсени површини од восок;
3. Средства за изолација на гипсени површини од акрилат;
4. Средства за изолација на метални површини;
5. Средства за изолација на забни трупчиња за изработка на целосно керамички надоместоци.

1. Средства за изолација на гипс од гипс

Иако денес многу ретко се употребуваат, сепак треба да се споменат како дел од деналната историја. Основниот принцип на изолација е затворање на порите на гипсените површини со помош на изолациско средство. Со негова помош се изолираат и измазнуваат гипсените површини и се спречува истиснување на водата и на водената пара од гипсот. Такви материјали се:

а) Обична вода како средство за изолација

Излеаниот модел од гипс или отпечатокот од гипс се потопува во обична вода за време од 20 минути. За тоа време водата навлегува меѓу кристалните простори кои се исполнуваат со вода. Вториот гипс кој се нанесува врз отпечатокот или на моделот не губи дел од својата вода за сметка на првиот гипс и затоа и нема можност да се ретинира за првиот гипс (отпечаток или модел).

б) Раствор од сапун како средство за изолација

Се применува раствор на сапун во топла вода при што водата го навлажува гипсот, а сапунот на површината создава тенок изолациски слој. Изолацијата временски трае околу 20 минути. После тоа отпечатокот (моделот) добро се промива и се нанесува вториот гипс.

в) Лизоформ како средство за изолација

Според хемискиот состав содржи калиумов сапун, алкохол и формалдехит (сапунлива течност, жолто обоена, со пријатен мирис). Лизоформот освен како средство за изолација се користи и како раствор за дезинфекција на раце, инструменти и простории. Изолацијата се постигнува за време од 20 минути. После тоа отпечатокот (моделот) добро се промива и излева. Со него истовремено се врши и дезинфекција на отпечатокот или моделот.

г) Водено стакло како средство за изолација

Водено стакло е воден раствор на натриумсиликат (кој по премачкување со четка на површината на отпечатокот или моделот) создава тенок стаклест слој. Се употребува за изолација на гипсени модели, за изолирање на гипсени модели пред полимеризација на акрилат итн.

д) Растителни масла како средства за изолација

Разни растителни масла можат да се користат за изолација на гипсени површини на модели и оклудатори, но тие не се користат за изолирање на модели за киветирање.

Како изолатори можат да се користат и разни видови на лакови и препарати со кои полесно се манипулира и работи во секоја забнотехничка лабораторија.

2. Средства за изолација на гипсени површини од восок

Првин на обработените подвижни забни трупчиња се премачкува лак за меѓупростор: 8, 15, 30 или 50 микрони, во зависност од видот на лакот и потребниот меѓупростор за цементирање.



Слика 82. Изолација на подвижни забни трупчиња пред моделација во восок.

Дистанционен лак не се премачкува во гингивната регија околу гингивниот раб, поради тоа што меѓу коронките и препарираното забно трупче треба да постои интимен контакт.

Светлополимеризираните лакови не се транспарентни. Достапни се во три или пет различни нетранспарентни бои. Добрата можност за покривање (маскирање) овозможува рамномерно нанесување на лакот. Петте различни бои (црвена, жолта, зелена, сина, и просирна, во стаклени шишенца по 20 ml), се за да се направи ограничување (ориентација) при моделирање во восок.



Слика 83. Светлополимеризирани лакови.

Лак за меѓупростор PICO FIT со дебелина од 14-20 μm . Производител: Renfert Германија. **Пакување:** две шишенца со лакови од 15 ml и разредувач од 30 ml.



Слика 84. Средство за изолација Picosep (Renfert).

Врз дистанциониот лак се премачкува **тенок слој на средство за изолација**: IZIFILM (Interdent) или PICOSEP (Renfert). **Индикации:** за изолација **гипс-восок, гипс-керамика**. Шифра: 15520030, Производител: Renfert-Германија, пакување: 30 ml.

3. Средства за изолација на гипсени површини од акрилат

Се користат при работа со акрилатни теста (парцијални и тотални протези, привремени коронки и мостови од акрилат, ортодонтски апарати и друго) и овозможуваат лесно одвојување на акрилатот од гипсениот модел после полимеризацијата на акрилатот. Истовремено оневозможуваат навлегување на водата од гипсот во акрилатот при процесот на полимеризација. Исто така, оневозможуваат и навлегување на мономерот од акрилатот во гипсот.



Слика 85. Средство за изолација на гипсени површини од акрилат.

Во оваа група спаѓаат материјали кои се произведени врз база на алгинат и силикони.

а) Средства за изолација врз база на алгинат

Овие средства за изолација на површината од гипсот создаваат тенок слој за изолација меѓу акрилатот и гипсот и на тој начин ги оневозможува физичко-хемиските реакции меѓу нив. Формираниот тенок слој е реакција на натриумовата сол од алгинската киселина со калциумот од гипсот при што се добива калциумалгинат.



Слика 86. Средство за изолација врз база на алгинат.

По испирање на восокот со топла вода се нанесува изолациско средство со четка на сè уште неизладениот модел, внимавајќи притоа да не се премачкаат и забите со лак.

б) Средства за изолација врз база на силикони

Се употребуваат како изолациско средство во вид на паста. Пакувани се во туби, содржат катализатор, а се замешуваат според упатството на производителот. Се добива хомогена паста (во вид на пластелин) која се нанесува преку забите на базата од протезата која е подготвена за киветирање. Добиената паста служи за изолирање на надворешната површина на протезата од гипсот додека површината од протезата која допира на слузокожата се изолира со материјал врз база на алгинат. Дебелината на пастата е околу 0,5 mm. По завршената полимеризација таа лесно се одвојува од забите и од гипсот.

4. Средства за изолација на метални површини

За да се постигне максимален естетски ефект пред дефинитивното фасетирање на коронките и на мостовите се врши премачкување на металните површини. Тие се премачкуваат (покриваат) со изолациско средство за да се спречи транспарентноста на металот преку акрилатната или керамичката фасета. За таа цел се употребуваат разни лакови (опакер, заматувач, деклак) кои во својот состав содржат синтетички смоли, заматувач, боја и хлороформ.

Кога се фасетира со акрилатна маса, тогаш металната површина се премачкува со лак и четка и се остава да се исуши на собна температура за време од околу 15 минути.

Кај одредени лакови по нанесувањето е неопходно да се стават (сушат) во печка на температура од 110 до 120°C за време од еден час. Тогаш доаѓа до полимеризација на мономерот од средството за изолација што му обезбедува подобра ретенција на лакот за металната површина.

По нанесување на опакерот врз металната површина (за акрилатни маси) се полимеризира во топла бања под одреден притисок за време од 9 минути. Процесот за керамичките маси е во зависност од видот и препораките на производителот (10-15 минути). Современите акрилатни и керамички маси за фасетирање во своите сетови (комплети на бои) содржат повеќе видови на опакери со разни нијанси на бои соодветно на боите на фасетките.

5. Средства за изолација на забни трупчиња за изработка на целосни керамички надоместоци

Употребата на светлополимеризирани лакови овозможува примена на естетскиот дизајн и бојата на целосните керамички реставрации. Претставник на овие средства е dierphos dentine, пакувано во стаклено шишенце од 10 ml. За подобар естетски ефект се нанесуваат два слоја на dierphos дентин.



Слика 87. Средство за изолација на забни трупчиња за изработка на целосни керамички надоместоци.

Првиот слој се нанесува со ретка, полутечна конзистенција, а се полимеризира со светло за време од 90 секунди. Со вториот слој би требало да се обезбеди целосна покриеност на металната конструкција. Исто така, се полимеризира 90 секунди. Дебелината на слоевите може да биде различна што зависи од видот на керамичката маса. Дебелината на еден слој е приближно 12 микрометри. Светлосната полимеризација се изведува по нанесување на секој слој.

Средства за дезоксидација (отстранување) на оксиди

Овие средства имаат улога за отстранување на металните оксиди, сулфиди, карбиди и други од површините што треба да се лемат. Исто така, овие средства имаат за задача да ги одржат површините чисти за време на лемењето.

Според начинот на делувањето, средствата се делат на:

1. Средства што го спречуваат пристапот на воздух;

2. Средства кои раствораат оксиди и
3. Средства кои отстрануваат оксиди со нагризување.

1. Средства што го спречуваат пристапот на воздух

Овие средства не дозволуваат металот да дојде во допир со кислородот од воздухот и да се создадат оксиди. За поголеми изработки (објекти) се користи глината. Во денталната практика таква делумна улога има и бораксот кој при топењето, но и на местото на лемење, образува стаклеста маса која го спречува пристапот на воздух.

2. Средства кои раствораат оксиди

Овие средства се соединуваат со оксидите и со нив формираат нови соединенија кои ги отстрануваат од местото на лемење.

Најпознато средство во денталната практика е **бораксот**. Бораксот хемиски претставува натриумова сол на тетраборната киселина со 10 молекули на вода ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 + 10 \text{H}_2\text{O}$). Кога се топи, ја губи кристалната вода по што се добива сунѓереста смеса која со понатомошно загревање од 400 до 500°C, се претвора во стаклеста материја. Таа има способност да ги раствора оксидите. Во зависност од составот на оксидите така се обојува материјата.

Бораксот може да се примени во вид на бораксно млеко, прашок од дехидриран боракс помешан со вазелин во сооднос 1: 2 кој се приготвува како паста, и боракс во вид на чист прашок кој директно се нанесува на местото на лемење.

Кога бораксот се применува како прашок е важно да се запази моментот на неговото нанесување за да може правилно да ја изврши својата задача. Всушност, тој се додава кога металот почнува да се загрева и заедно со него делува како дезоксидатор. Денес бораксот се употребува само за прочистување при топење на забарско злато од стари конструкции. Докажано е дека има штетно дејство врз конструкциите.

3. Средства кои отстрануваат оксиди со нагризување

Овие средства се всушност киселини кои отстрануваат оксиди со нагризување, но не се отровни.

Во оваа група спаѓаат фосфорната, млечната и лимонската киселина кои не се во чиста состојба.

Доколку во протетичкиот надоместок е присутна некоја легура истата по обработката треба да се исчисти од штетни соединенија. Средствата за отстранување на оксиди со нагризување во кој било состав, форма или количина можат штетно да влијаат на квалитетот на легурата, а со тоа и на самата протетичка изработка.

Во деналната протетика за таа цел се користеле 10% сулфурна киселина, солна киселина, мешавина на оцетна киселина 20% и 30% водороденпероксид и друго.

Фабрички препарат за чистење на излеаните објекти од оксиди со превривање е прашок нијацид помешан со вода.

Денешните современи керамички материјали и печки за печење на керамика имаат програма за дезоксидација за времетраење од 5 минути на 1000°C.

Чистење на оксидите од печките за печење на керамика е пожелно да се направи со нанесување на специјален графит кој согорува. Поновите генерации на печки се програмирани на тој начин што на секои 100 печења автоматски се активира програмата на дезоксидација.

22. МАТЕРИЈАЛИ ЗА ОБРАБОТКА, ПЕСОЧЕЊЕ И ПОЛИРАЊЕ

Дел од секојдневната работа на забниот техничар е обработката т.е стружењето, песочењето и полирањето на надоместоците.

Целта на обработката е да се измазни површината на објектот, бидејќи нерамните површини ја дразнат лигавицата, задржуваат хранливи продукти и микроорганизми што може да доведе до промена на бојата, естетиката и да биде штетно за целиот организам.

Постојат **два типа на обработка:**

- 1. Груба обработка** (стружење и брусење) и
- 2. Финална обработка** (полирање).

Практично не може да се направи голема разлика помеѓу грубата и финалната обработка.

Грубата обработка или стружење се изведува на надворешната или внатрешната површина од надоместокот. Таа се врши со помош на ротирачки инструменти кои се целосно или само површински прекриени со кристали на абразивни материјали. По

форма и големина се разновидни. Во средината имаат дршка или мандрела со која се фиксираат за насадникот.

Финалната обработка или полирање всушност е згуснување или кондензирање на површинскиот слој на надоместокот. Колку е подебела површината за полирање за толку ќе се зголеми и сјајниот изглед.

Со правилна обработка и полирање надоместоците се заштитуваат од хемиски и физички промени во устата.

Состав на материјалите за обработка

Абразивните материјали за стружење и полирање се добиваат на природен и вештачки начин.

Од **природните абразивни материјали** се употребуваат: дијамант, арканзас камен, корунд, кварц, гарнет и циркон.

Од **вештачките абразивни** материјали се употребуваат: вештачки дијамант, алуминиумоксид, силициумкарбид и челичен карбид.

Природни абразивни материјали

Дијамант

Тој е транспарентен и безбоен јаглероден минерал со правилна тетраедарска кристална решетка. Тоа е најтврдиот материјал со тврдина 10 според Мос. Поради способноста да врши абразија на која било друга супстанција е наречен суперабразив.



Слика 88. Дијамантски инструменти за обработка.

Дијамантската прашина на челичната основа се наноси со галванизација или синтерување. На пазарот се испорачуваат во вид на борерчиња, каменчиња и сепарирплочки.

Арканзас камен

Полутранслуцентен, бел или светлосив силициум. Пронајден е во Арканзас (САД). Содржи микрокристали на кварц и е многу густ и тврд.



Слика 89. Арканзас камен.

Иситнетите и просеани делови од овој минерал се врзуваат за металната дршка, а потоа се обликуваат во различна форма и големина. Се користат за финална обработка.

Корунд Al_2O_3 е кристал на алуминиумтриоксид, со голема тврдост, според Мос 9. Во природата се јавуваат како скапоцени камења различно обоени: рубин, сафир, смарагд. Корундот сомелен во зрна со различна финост се посипува преку хартија или платно претходно премачкана со некој лепак. На тој начин се добива шмиргла хартија. Во трговијата се испорачува како ленти, табаци или дискови.



Слика 90. Корунд во вид на лента.

Кварц е најраспространета и најстабилна алотропска модификација на SiO_2 . Тврдите, безбојни и транспарентни кристали на кварцот се мелат по што се добива прашок со честички кои имаат остри рабови. Во таква форма се лепи на абразивни дискови. Најчесто се користи за финална обработка на металот.

Гарнет

Претставува група од различни минерали со слични физички карактеристики и слични кристални решетки (силикати на алуминиум, кобалт, железо, магнезиум и манган). Ваквите абразиви се темноцрвени и многу тврди.



Слика 91. Каменчиња за обработка во разни форми и бои.

Се користат нанесени на дискови или ленти за финално состружување на метални, акрилатни и композитни надоместоци.

Циркон или **цирконитум силикат** е полудраг камен, потекнува од Југоисточна Азија. Има бледа, бела боја. Овој минерал се меле во честички со различна големина кои потоа се лепат на абразивни дискови и ленти.

Вештачки абразивни материјали се синтетизирани материји кои имаат поголема примена во стоматологијата од природните абразивни материјали, поради контролираните и подобрени физички карактеристики, но и поради пониската цена.

Вештачкиот дијамант се употребува како абразив со пет патиголема абразија од природните дијамантски абразиви. Постојат како дијамантски борери и дискови. Дијамантската полирпаста се користи за полирање на керамички материјали која во својот состав содржи дијамантски честички со големина од 5 μm .

Алуминиум оксид (Al_2O_3) е синтетизиран вештачки абразив произведен како бел прашок. Може да биде многу потврд од природниот алуминиум оксид што зависи од чистотата на честичките. Алуминиум оксидот може да биде употребен како абразивно каменче или како песок при песочење.

Силициум карбид или карборунд се добива со загревање на кварцен песок, кокс и готварска сол до температура од 2000°C . Тврдината според Мос е 9,5. Отпорен е на киселини, а базите го нагрзуваат. Карборундот има остри рабови и заради тоа обработката на протетичките надоместоци е поефикасна. На пазарот ги има како каменчиња во зелена или темносива боја.

Челикот е легура на железо и јаглерод кој како материјал има широка примена во денталната медицина. На челична основа со технолошки постапки (синтерување и лепење) се нанесуваат абразивни материјали. Мартензитот како посебен вид на челик се

употребува како материјал за изработка на борери и фрези. Челичните борери и фрези најчесто имаат 8 до 12 сечива. Борерите и фрезите со 20 и повеќе сечива - финирери, се користат за измазнување. Во забнотехничката лабораторија служат за обработка на акрилат, гипс и други помекки материјали.

Карбидите се соединенија на метали и други соединенија со јаглерод. Најквалитетни се карбидите на волфрамот и на кобалтот. Оваа легура се користи за изработка на борери и фрези. Поради големата тврдост во забните лаборатории се користат за обработка на сите дентални надоместоци освен на керамичките.

Состав на материјалите за песочење и полирање

Откако ќе се добие метален одливот истиот е подложен на чистење и дезоксидација. Најефикасен начин на чистење е со песочење во специјални апарати-песочници. Во нив чистењето се изведува под млаз на воздух и песок. Песокот според составот е Al_2O_3 со различна големина и гранулација.



Слика 92. Песок 0 50MY / 110MY-150MY / 250MY 6 kg и COBRA BEL, RENFERT, 50MY / 110MY, 5 kg.

Песокот е мешавина на природни минерали-корунд или алуминиум триоксид. Тој се меле во зрна со различна големина. За фиксни надоместоци од благородни метали големината на зрната е 50 μm , за неблагородни легури големината на зрното е 110–250 μm , а за Co–Cr–Mo легурите, зрното е 250 μm . Рабовите на зрната се остри, па затоа многу ефикасно ја чистат површината кога удираат под притисок.

Силикатните перли се користат за песочење на внатрешните површини на коронките и мостовите кај благородните легури. Големината на зрното е од 50 – 100 μm . Имаат тркалезна или овална форма. Обезбедуваат добро чистење и неконтаминирана површина.

Од **материјалите за полирање** се користат **креда, триполи паста, бимштајн, метални оксиди, гума** и **четки**. Овие материјали се нанесуваат на четки (како помошни средства) и со нив се врши полирање до висок сјај.

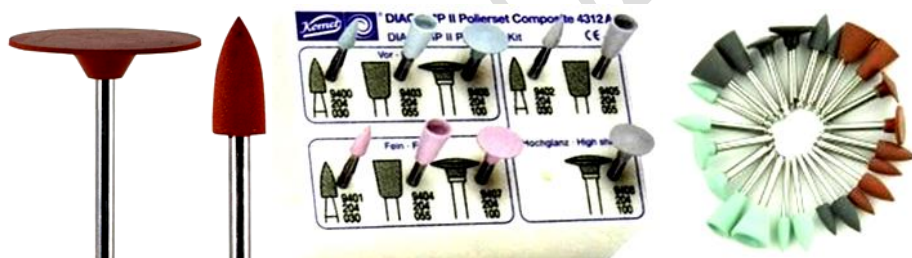
Кредата е бел прашок кој помешан со вода им дава висок сјај на металните и на акрилатните надоместоци.

Триполи пастата се изработува од специфичен материјал кој потекнува од порозни карпи наталожени со силициум. Името го добила според градот Триполи во Либија каде е пронајдена. По боја може да биде бела, сива, црвена или жолта. Се меле како прашок кој потоа се меша со восок и се добива паста. Се користи за полирање на метал и некои видови на акрилат.

Бимштајнот е порозна маса со сива или сивобела боја. Производ е на вулканска маса (лава). Иситнета и просеана оваа маса помешана со вода е добар абразив за грубо полирање на акрилати.

Оксидите на железото познати како англиско или париско црвенило помешани со меки полнителите формираат паста. На благородните легури им даваат висок сјај.

Гумата за полирање содржи каучук и некој абразивен материјал (корунд, кварц или бимштајн). Гумите со додаток на вештачки дијамантски честички служат за полирање на метални, акрилатни или керамички надоместоци. Можат, но и не мора да бидат монтирани на метални мандрели. Се разликуваат и по боја. Црвено обоените се потврди и се за обработка на тврд метал, а сино обоените се за помеките метали.



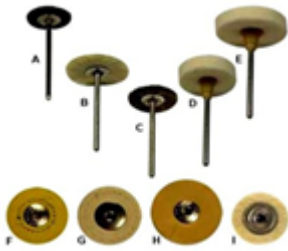
Слика 93. Различни видови на гуми за полирање за технички насадник.

Филцевите се изработуваат од волнени или зајачки влакна кои се цврсто намонтирани и споени. Според формата филцевите можат да бидат тркалезни, пламени и конусни. Според големината можат да бидат мали, средни и големи со пречник од 3 до 8 cm.



Слика 94. Филцеви за полирање на полирмотор и технички насадник.

Четките за полирање се тркалезни, а се разликуваат според големината, острината и должината на влакното. Влакната се всадени во дрвено или метално тркало со дупка со чија помош се заглавува на конусот од полирмоторот. Според видот на влакното постојат тврди четки од најлонски или коњски влакна, средно-тврди од свински влакна и меки четки од козји или влакна од камила. Постојат четки и од волнени или памучни влакна и четки од еленска кожа за добивање на висок сјај.



Слика 95. Четки за полирање за технички насадник и полирмотор.

Технологијата на изработка на брусните инструменти е различна. Абразивните честички се поврзуваат со *синтерување*, *стакло* или *керамика*, *вештачки смоли* или *силиконски гуми*. Синтеруваните абразивни материјали се најцврсти заради тоа што абразивните честички меѓусебно се стопени. Квалитетот и должината на користењето на инструментите директно зависи од јачината на врската на абразивните честички. Производството на карбидните борери и фрези е сложена. Тие се добиваат со синтерување на волфрамкарбиден прашок и прашок од кобалт, на одредена температура и под притисок. Добиените облици се сечат и се поврзуваат со челичната дршка на идниот брусен инструмент. Финалната обработка на работниот дел се прави машински со големи дијамантски дискови.

Материјалите за обработка **спрема обликот и димензиите на дршката** можат да бидат наменети за: колењак, насадник и турбина.

Според **обликот на работниот дел инструментите** се делат на: тркалезни, фисурни, цилиндрични, обратноконусни, точкести, валчести и други форми.

Според материјалот се делат на: челични, дијамантски, карбидни, карборундумски и др.

Според обликот и во зависност на материјалот кој се обработува, се разликуваат: борери, фрези, каменчиња, дискови и др.

Според финоста на абразивните честички, брусните тела се делат на:

- многу груби, означени со црн прстен;
- груби, со зелен прстен;
- средно груби, со син прстен;
- фини, со црвен прстен;
- многу фини, со жолт прстен;
- ултрафини, со бел прстен.



Слика 96. Дијамантски борери за обработка со различна финост на абразивните честички.

Кога инструментите не се означени, тогаш припаѓаат на групата на универзални брусни инструменти.

Фактори кои влијаат на брусната сила т.е на големината на абразијата на брусните елементи се: големината, обликот, тврдоста и распоредот на брусните честички и јачината на врската помеѓу самите честички. Поголеми, поостри и неправилни честички ќе абрадираат повеќе од содржината на материјалот за разлика од малите, заоблени и правилни честички.

Тврдоста на материјалот кој се обработува секогаш треба да биде поголема од тврдоста на објектот што се стружи.

Во однос на брзината на вртежите постои едно правило: колку брусното тело е поголемо, толку брзината на вртежите треба да е помала, и обратно, а притисокот на раката не смее да биде голем. Потврдите изработки треба да се стружат со поситнозрнести каменчиња и обратно.

Поголем пречник на брусните елементи ја зголемува брзината на обрачите на периферијата, а со тоа се зголемува и силата.

Со поголем работен притисок се остварува поголем работен ефект, но ако силата на притисокот е поголема од 1N, тогаш е контрапродуктивно.

Кога при обработката **се развива голема температура**, присуство на лубриканти или средства за подмачкување (воден спреј или глицерин) е неопходно за да се намали температурата.

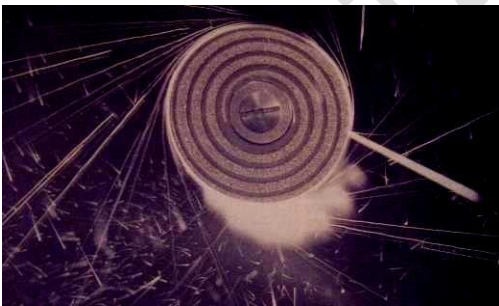
Работната вредност на брусниот елемент претставува количество на одземената маса во единица време. Работната вредност е правопропорционална со големината, острината и тврдоста на брусните честички, обемот на брусниот елемент, бројот на вртежите и работниот притисок, а обратнопропорционална со тврдоста на супстратот (материјалот кој се обработува) и количеството на лубрикантот.

Кодни броеви на брусните инструменти

Сите параметри според кои брусните инструменти се разликуваат се стандардизирани според критериумите на меѓународната организација за **ISO** стандарди. Најпознати стандарди од оваа област се: ISO 6360:1985, ISO 2157:1992, ISO 7711:1997, ISO 7786:2001. Секој брусен елемент има свој каталошки број кој се состои од петнаесет броеви распоредени во пет групи.

Опасност од аеросоли

Распрскувањето на цврсти и течни честички во воздухот (аеросол) настанува при работа со турбина. Поради начинот на работа постои голема опасност од контаминација при обработката на протетичките надоместоци употребувајќи бројни материјали на база на силициум. Затоа при обработката е потребна заштита со заштитни очила и маски за лице и



редовно проветрување на работните простории.

Слика 97. Распрскување на честички во воздухот (аеросол).

Задачата на денталната терапија не се состои само во сочувување и надоместување на забите кои недостасуваат, туку и да се реституираат недоволната и променета орална функција и да се воспостави нарушената функционална хармонија. Многу современи материјали бараат посебна техника за работа, прецизност во работата и посебен начин на обработка и полирање.

Завршната обработка придонесува кон подобро инкорпорирање на материјалот во нов биолошки медиум, го продолжува векот на траење на материјалот и го подобрува естетското дејство. Квалитетната обработка на денталните надоместоци придонесува кон хигиенска и естетска вредност на пломбите, протезите, ортодонтските апарати и др.

Рапавоста и порозноста на површините овозможува задршка на храна, поддржување на воспалителниот процес и развивање на кариес на преостанатите заби.

Исто така и пациентот треба да се грижи за правилна и навремена хигиена. На тој начин самиот ќе придонесе за естетската и хигиенската вредност на протетичките надоместоци.

Средствата кои се употребуваат при дефинитивната обработка се разни борери, силиконски каменчиња, средства за стружење, полирери, гумички, четкички изработени од различни материјали приспособени кон барањата на ординацијата и забнотехничката лабораторија.

Тоа се воглавно ротирачки инструменти кои имаат различна тврдост на површинскиот слој, но грубите или фините назапчувања на тој слој, различните големини и облици, помагаат при грубата и финалната обработка на денталните надоместоци.

Фрезите за обработка на тврди метали, со крупни **кружни назапчувања** служат за обработка на хром-кобалт легури, благородни легури, композитни материјали, акрилати и др. Тие се со различни облици и големини.



Слика 98. Различни видови на фрези.

Фрезите за обработка на тврди метали со **фини назапчувања** се употребуваат за обработка на благородни легури и керамика, а оние со суперфини назапчувања служат за најфина (мазна) обработка на неблагородни и благородни легури, керамика и композити. Специјално назапчените фрези со големи ножиња за стружење, се употребуваат за обработка на акрилати и гипс.

Специјалните, спирално оформени фрези, служат за обработка на жилави материјали, на пр. титан.

Фрезите или глодалките со паралелни страни или конусните фрези се применуваат за т.н. **фрез-техника**. Дијамантските ротирачки инструменти се употребуваат за обработка на хром - кобалт легури, легури на база на паладиум, керамика и др. Флексибилните и суперфлексибилните тркалезни дијамантски дискови со двострано галвански нанесени дијамантски зрнца имаат широка примена во денталната медицина, особено за контурирање на протетичките надоместоци.

Четките и четкичките од челични влакна кои се прекриени со дијамант, се употребуваат за обработка на хром-кобалт легури, легури на база на паладиум, легури со редуцирано учество на злато, благородни легури, титан, металкерамика и др. Го отстрануваат површинскиот слој на оксиди.

Сепарирките (дисковите) за режење се прицврстуваат со шраф за носачот (мандрелата). Служат за сечење на ливните канали, за сечење на златни и легури за керамика. Мрежестите сепарирки кои се зацврстени со најлон, се употребуваат за обработка на хром - кобалт легурите. Тие не пукаат и се подолготрајни од вообичаените сепарирки.

Каменчињата (благородниот корунд) со различни големини и облици служат за груба и финална (мазна) обработка на легурите.

Челичните инструменти се изработени од хиперевтектични легури кои содржат перлит и цементит. Такви инструменти содржат манган и молибден кои обезбедуваат поголема цврстина на легурата. Тие подобро го обработуваат дентинот, но острите рабови брзо отапуваат од забната глеѓ. Значајно е тоа што инструментите треба внимателно да се исчистат и да се стерилизираат.

Кај хемиската или стерилизацијата со пареа е неопходна употреба на инхибитори на корозијата како нитриумов нитрит (или дициклохексиламониумнитрит), за да се избегне меѓусебниот контакт на челичните инструменти поради електролитичка корозија.

Замена за челични инструменти е инструмент направен од честички на волфрам-карбид во матриксот од кобалт (5-10%). Се изработуваат за време на металуршкиот процес за изработка на прашокот, измоделиран во првобитниот облик, синтетизиран и споен за челична дршка. На крајот од обработката следи дефинитивно моделирање со дијамантски инструменти.

Во однос на челикот, волфрам - карбидот ги има следните карактеристики:

1. Поголема цврстина (поголема вредност на обработениот дентален материјал);
2. Поголема тврдост, со висок модул на еластичност;
3. Не е отпорен како челикот, покршлив е од него, па не може да се употребува во претенки слоеви.

При хемиска стерилизација е контраиндицирана употреба на агенци кои го разградуваат и кородираат кобалтниот матрикс, лемот или челичната дршка. Такви се на пр., халогенирани феноли, јод, водороден пероксид. Другите методи успешно се употребуваат.

Се изработуваат во различни големини, облик и финост. Служат за обработка на дентални легури како и материјали кои имаат значително помала тврдост од металите.

Дијамантите се потврди од волфрам-карбидот. Дијамантниот врв е поврзан со површината на металната дршка, а за спојување најчесто се користат керамички агенци. Таквите инструменти имаат различни облици и можат да бидат тркалезни, во вид на валјак, цилиндрични, обратноконусни, во вид на леќа и др. Плочките (сепарирките) со различен размер и дебелина со шрафче се фиксираат за осовината на носачот на инструментот.

Грубата обработка се изведува со средства за стружење, фрези, каменчиња и сепарирки со различни големини. На крај се изведува дефинитивна обработка со силиконски или дијамантски инструменти за стружење, т.н. финирери или тела за стружење изработени од тврд метал. Механичката обработка на површината од протетичкиот надоместок или конзервативното полнење, односно финалирањето се изведува со дијамантски полирери, или полирери изработени од тврд метал, а може да се изврши и со суперфини флексибилни силиконски четкички. По финалната обработка се врши полирање на површината со специјални гумички со различни степени на финост на абразивните честички.

Со грубо полирање се отстрануваат сите нерамнини и на тој начин надоместокот е подготвен за максимално полирање до висок сјај. За грубо полирање (гумирање) се употребуваат дијамантни четкички, силиконски и гумени полирери.

Силиконските полирери за грубо полирање на металот доаѓаат во тркалезен облик, на леќи, пламенче, валјак, цилиндар. Силиконските полирери со средна финост се употребуваат за обработка на акрилат и легура.

Суперфините силиконски полирери служат за полирање на акрилат и метал до висок сјај.

Гумените полирери доаѓаат во тркалезен облик, валјак или олучести. Се употребуваат за обработка на пломби и завршна обработка на легури. Полирањето до висок сјај е завршна фаза во обработката на денталната изработка. За да се избегне задржување на плунка и храна на површината на протетичкиот, ортодонскиот или конзервативниот надоместок, треба да се постигне глатка и сјајна површина со помош на паста, инструмент и четкички со различна финост.

За **полирање до висок сјај** посебно на протетичките легури се употребуваат четки од различни материјали, фини силиконски полирери, специјални прстенести полирери, тркалезни четки од кожа и др.

Четките и полирачките тела треба да ги имаат следните **карактеристики**:

1. Квалитетот на материјалот мора да одговара на високото ниво на модерната дентална медицина.
2. Максималниот ефект на пастите за полирање ќе се добие доколку строго се придржуваме кон пропишаните услови на производителот, посебно кон бројот на вртежи на инструментот.

Тркалезните четки (со пластично тело и дрвена средина) се рамномерни што се постигнува со густо порабување на четката. Дрвената средина осигурува безбедно стегане за осовината од полирмоторот. Малата форма на четките ја олеснува правилната примена. Се изработуваат од различни материјали. Оние кои се изработени од сребрена жица служат за полирање на Co-Cr легури. Друг вид на четки се изработени од коњски влакна или во комбинација од коњски влакна и додаток од свилени конци. Свилените конци ја задржуваат влагата, па затоа оваа четка е прикладна за влажно полирање со бимштајн.

Четките од меки, бели влакна служат за полирање до висок сјај. Составени се од акрилатни прстени меѓу кои е вметнат надворешен прстен кој може да биде од волна или од свилени конци. Служат за полирање на метал и акрилат. Тркалезните четки за суво и влажно полирање се изработени од мека кожа и служат за полирање до висок сјај на разни видови на изработки.

Завршна обработка на едноделни одлевоци

Кога излеаниот надоместок ќе се извади од киветата, истиот најпрвин се песочи. Се внесува во апаратот за песочење каде низ цевче под притисок излегува ситнозрнест алуминапесок кој ги отстранува остатоците од масата за вложување.

Обработката започнува со сечење на ливните канали од основната конструкција. Тоа се изведува со помош на карборундум сепарирка или со остра армирана сепарирка од тврд метал.

Инструменти за груба и финална обработка се: фрези од тврд метал, карборундум каменчиња, шмиргла (рапава хартија за измазнување), гумички, четка за полирање, бимштајн смеса и паста за висок сјај.

Се полираат само надворешните површини односно оние кои не лежат на слузокожата. Кај металниот скелет површините се полираат електролитички.

Големо значење има **брзината на вртежите на полирмоторот**. Поголема брзина дава подобри резултати, но притоа треба да се внимава да не дојде до виткање на скелетот.

Електролитичко полирање се изведува во порцеланска или стаклена кадичка. На овој начин се полираат оние површини кои не се обработуваат механички. Анодата (позитивен пол) се поврзува со металниот скелет, додека катодата (негативен пол) со бакарната плочка која стои вертикално во кадичката. Електролит е хромна киселина. Полирањето се изведува на принципот на испуштање на електрони кон испакнатите места, бидејќи концентрацијата кон нив е најголема. Кон катодата е завртена гингивалната страна на скелетот и од неа е оддалечена 5 cm.

Металниот скелет од Со-Сг легурата се потопува 5 минути во електролит, потоа се вади и се испира под силен млаз од вода, па повторно се враќа во електролитот каде електролизата трае уште 5 минути, по што скелетот добива сребрен сјај.

Абразија и полирање

Сите надоместоци во денталната медицина треба да имаат глатка површина. Со тоа се спречува задржување на остатоци од храна (посебно кај пациенти со лоша орална хигиена), но се спречува и корозија на металите.

Глатката (мазна) површина се добива со растворени честички од абразивно средство во вода. Со оваа смеса се полира површината на обработениот надоместок. Со абразивното средство (бимштајн) се измазнуваат дури и најситните микрогребнатини. Потоа се полира со други абразивни материјали и инструменти по што надоместокот убаво се измива.

На абразијата дејствува тврдоста на абразивните честички (дијамантот е најтврд материјал, а разните каменчиња, како на пр. гранитот се релативно благи абразивни материјали), но и обликот на четките (колку се поостри толку нивното дејство е поголемо).

Поголемите четки одеднаш полираат поголема површина и даваат подобри резултати.



Слика 99. Дијамантска паста за полирање.

Механичките особини на абразивните средства и брзината на вртежите на четките го даваат резултатот од полирањето. При полирање се развива топлина која зависи од притисокот при полирањето, од брзината на ротирање на четката и од видот на материјалот кој се полира (метал, акрилат, вештачка смола). Затоа е потребно по извесно време да се прекине со полирање, да се измие надоместокот со вода, да се исуши и да се продолжи со полирање сè додека не се измазнат и најмалите гребнатини и нерамнини.

Обработка и полирање на фикснопротетички надоместоци

За сечење на ливниот канал (штифтоот за леење) се употребува карборундум сепарирка. За понатамошна обработка се употребуваат фрези со различна финост и монтирани цилиндрични или конусни каменчиња.

Пред да се проба песочената коронка на работниот модел треба да се провери нејзината внатрешност односно се внимава да не останале метални перли или остаток од маса за вложување. Тие се отстрануваат со тркалезно борерче, а потоа коронката се напасува на работниот модел. Обработката на апроксимал-ните површини и оклузивната површина продолжува со сепарирки (метални, карборундум, шмиргла).

За обработка на фисурите и гребените на цвакалната површина се употребуваат мали тркалезни челични инструменти за стружење. Гребените на туберите се измазнуваат со мали гумени дискови или конусни гумички.

Следи финалната обработка односно полирање на фикснопротетичкиот надоместок. Се почнува со остра, мала четка со постојано навлажнување на надоместокот (не смее да биде сув, затоа што „ќе изгори“). Потоа се става четка од еленски влакна, исто така со постојано навлажнување и благ притисок за да се измазнат и убаво исполираат сите нерамнини и гребнатини.

За таа цел се користи Триполи-пастата која се состои од фин прашок од порозни карпи и восок кој служи како атхезив за четките.

Во последната фаза од полирањето се добива висок сјај со помош на мека четка и посебни пасти на база на железен оксид или никел.

23. ЦЕМЕНТИ ЗА ДЕФИНИТИВНО ФИКСИРАЊЕ НА ФИКСНОПРОТЕТИЧКИ КОНСТРУКЦИИ, А КОИ СЕ УПОТРЕБУВААТ И ВО ОСТАНАТИТЕ ДЕНТАЛНИ ДИСЦИПЛИНИ

Цементите се материјали или смеси од материјали при што се меша прашок и течност за да се добие смеса во вид на паста која се добива со спојување на двете компоненти.

Прашокот се состои од метални оксиди (главен составен дел на класичните цемента за цементирање ZnO), а течноста обично е некаква киселина. Реакцијата добиена од нив создава соли кои се стврдуваат во чисто аморфен матрикс.

Поделба на цементите

Цементите **се делат** според разни критериуми: **начин на примена, состав и степен на адаптирање** кон тврдите забни ткива.

Според **начинот на примената** се делат на **привремени** и **трајни**. Разликата меѓу овие две групи е во должината на времето за употреба.

Привремените цемента се употребуваат за цементирање на фикснопротетички надоместоци на определен рок во зависност од нивната големина и растојание. Со трајни цемента дефинитивно се цементираат надоместоците.



Слика 100. Привремен цемент, Temp-Bond™.

Најчесто се делат според **составот**: цинкфосфатни цемента, силикатни цемента, силикофосфатни цемента, цинкоксидеугенол цемента (ZnO), како и цемента без еугенол (Freegenol), етоксibenзоеви цемента (EBA), поликарбосилатни цемента, стаклено јономерни цемента (GIC), акрилатни цемента и композитни цемента.

Цементни за секојдневна употреба - помошни средства

Цинкфосфати кои служат за цементирање на фикснопротетички надоместоци и ортодонт-ски апарати, за имедијатни надоместоци, за полнење на коренскиот канал.

Цинкфосфати со додаток на бакарни и сребрени соли, за прицврстување на имедијатни надоместоци.

Цинкоксидеугенол и Freegenol за прицврстување на привремени и имедијатни надоместоци, како привремено и трајно средство за цементирање на надоместоци и како средство за препокривање на пулпата.

Поликарбосилати за цементирање на фикснопротетички надоместоци и како врзувачко средство во ортодонцијата.

Стаклојономери за цементирање на фикснопротетички надоместоци, за сите видови на полнења и за затворање и залевање на фисури.

Акрилати за цементирање на ортодонтски брикети, за репаратура на акрилатни коронки и мостови и за цементирање на привремени надоместоци.

Композити за цементирање.

Според ADA (The American Dental Association) и DIN (Deutsche Institut für Normierung) спецификацијата цементите се делат според гранулометрискиот состав (големина на зрната) и нивната примена во два типа:

- ТИП I - ситнозрнести цементи, за цементирање на фикснопротетички надоместоци и
- ТИП II - среднозрнести цементи, за подлоги под амалгамски или композитни пломби.

Горенаведените асоцијации ги препорачуваат следните стандарди за составот на цементите: стандардна конзистенција, време на врзување, цврстина на притисок, дебелина на слој, растворливост и биокомпатибилност.

Услови кои треба да ги исполни квалитетен цемент

- Не смее да биде токсичен, да не ја надразнува пулпата и другите ткива.

Биокомпатибилноста на цементот е од посебна важност. Неговото дејство врз пулпата мора да биде смирувачко. Препарираното забно трупче претставува дентинска рана. Ниските рН вредности на конвенционалните средства за цементирање доколку долго опстојуваат, ќе доведат до иреверзибилни оштетувања на пулпата.

- Да биде нерастворлив во плунка и во други течности во усната празнина.

Растворливоста е лоша карактеристика на цементите. Дебелите слоеви на цементот по правило покажуваат помала растворливост, но за нив треба поголем меѓупростор, а тоа значи и поголемо препарирање на забот. Растворливоста зависи и од рабната микропукнатина која се наоѓа меѓу протетичкиот надоместок и забот. Колку е поголема рабната пукнатина, за толку се зголемува и растворливоста на одделни цементи, што го намалува нивниот квалитет.

- Да има добри механички својства. Тоа подразбира дека за краток временски период треба да постигне доволна цврстина.

- Да ја штити пулпата од штетни надворешни влијанија. Ова подразбира топлинска изолација, заштита на пулпата од продор на хемиски материи од средствата за пломбирање, електроизолација.

- Естетски својства: Бојата на цементот мора да одговара на естетските стандарди. Тоа е посебно важно при цементирање на протетички надоместоци каде постои можност за просирање на бојата на цементот низ сидот, на пр. кај акрилатни или керамички

коронки. Бојата на цементот треба да одговара на бојата на тврдите забни ткива и се одредува со помош на клуч за боја.

- **Атхезивни својства:** Идеалниот цемент би требало да се атхерира за тврдите забни супстанции (глејта и дентинот) исто како и за металните легури, керамичките маси и акрилатите, но не смее да лепи на забните инструменти.

- **Да делува бактериостатски:** во составот на современите цемента се инкорпорирани антибактериски честички кои имаат антибактериска активност.

- **Да има добри реолошки својства.** Тоа подразбира доволно низок вискозитет, што овозможува помала дебелина на слојот и доволно долго време за обработка на температурата од усната празнина.

Цинкфосфатен цемент

Цинкфосфатниот цемент е универзално средство за полнење и цементирање. Во денталната медицина се употребува долг временски период уште од 1879 година. Тоа му ја дава карактеристиката на „типичен цемент“, затоа што сите новонастанати цементни системи ги споредуваат со него.



Слика 101. Цинкфосфатен цемент, Prime-Dent I Adhesor™.

Цинкфосфатниот цемент се состои од смеса на **прашок** и **течност**. Табела 2. Состав на цинкфосфатен цемент.

ПРАШОК % ТЕЧНОСТ %

ZnO 80 - 90 **H₃PO₄** – како слободна киселина 38.2

MgO 8.3 **H₂PO₄** - врзана за **Al** и **Zn** 16.2

SiO₂ 1.4 **Al** 2.5

Zn 7.1 **CaO**, **BaO**, **Ba₂SO₄** 0.1

H₂O 36

Мешањето се обавува на разладена стаклена плочка за мешање, со постепено заситување на прашокот со течноста. Мало количество на прашок се меша околу 20 секунди, по што се додава ново количество на прашок. Целата постапка трае околу 1,5 минута. Правило е дека во веќе замешаниот цемент не смее да се додаде уште течност, затоа што тоа негативно влијае на својствата на готовата смеса.

Ацидитетот (киселоста) на цинкфостаниот цемент е најголем во почетокот на мешањето и изнесува 3.5. По 7 дена изнесува 6.9, што значи дека е уште кисел и претставува опасност за пулпата.

Тек на врзување (стврдување): Врзувањето на цинкфосфатниот цемент означува претворање на цинкоксидот во цинкфосфат со ослободување на топлина.

Вкупното време за врзување на цементот зависи од интензитетот на мешање. Така на пример, побавното или побрзото додавање на прашокот во течноста (според ДИН-нормата број 13903) влијае врз времетраењето на врзување кое изнесува околу 20 минути.

Апсолутно суво работно поле е услов за квалитетно цементирање, затоа што присуството на плунка во моментот го прекинува врзувањето на цинкфосфатниот цемент. Во текот на стврдувањето се ослободува топлина.

Дебелината на слојот во поголем број од случаите е 10-40 микрометри. Таа зависи од соодносот на прашокот и течноста.

Растворливоста претставува голем недостаток на сите цемента, па и на цинкфосфатниот цемент. Растворливоста доведува до дезинтеграција на цементот, што има големо практично значење, затоа што од неа помалку или повеќе зависи заштитата на дентинот и глејта со што се обезбедува и функционална трајност на фикснопротетичкиот надоместок.

Токсичноста на цинкфосфатниот цемент или подобро кажано на фосфорната киселина е добро позната и многупати документирана. Меѓутоа, цементот има долгогодишна примена и затоа е прифатлив клинички. Кога пулпата е преблиску, треба многу да се внимава кога се препарираат забите, затоа што дебелината на цементот може да ја оштети пулпата.

Индикации: Цинкфосфатниот цемент се употребува за трајно цементирање на коронки и мостови. Тој е добар топлински изолатор, па најмногу се употребува за подлога на пломби и како цврсто полило на коренски канали.

Комерцијални имиња: Harvard cement (Richter & Hoffmann), Multiplen (Dorident), Zink zement (De Trey), Elite cement (G.C) и др.

Силикатен цемент

Од сите погореописани цементи силикатниот цемент е најмалку поднослив за пулпата. Токсичноста на овој цемент е толку голема што по неколку години може да предизвика некроза на пулпата. Бојата на цементот била главна причина за негова употреба. Силикатниот цемент е составен од прашок (SiO_2 , Al_2O_3 , Na_3PO_4 , CaF_2) и течност (H_3PO_4 , P_1PO_4 , $\text{Zn}_3(\text{PO}_4)_2$, H_2O).

Мешање: Прашокот постепено ù се додава на течноста сè додека не се добие хомогена маса. Се меша со пластична шпатула на пластична плочка. Рачното мешање трае 60-70 секунди.

Врзување: При процесот на стврднување доаѓа до врзување на гел од алуминсилициум и фосфат. Најголем недостаток е ослободување на фосфорна киселина која предизвикува силиконекроза на пулпата. Денес силикатните цементи во целост се заменети со композити.

Силикофосфатен цемент

Состав: Силикофосфатните цементи се смеси од првите два вида и се опишуваат како „камени цементи“. Тие ја имаат токсичноста на силикатните цементи, а растворливоста во устата им е многу голема. Поради своите недостатоци денес повеќе не се употребуваат.

Цинкоксидеугенол цемент (ZOE)

Овие цементи се во употреба од 1894 година. Во 1934 година биле подобрени со промена на соодносот прашок и течност. Цинкоксидеугенол цементот се состои од прашок (ZnO , калафониум, цинкстеарат и цинкацетат) и течност (**Eugenol**, **маслиново масло**).

Врзување: Со реакција на врзување меѓу прашокот и течноста се добива цинкеугенолат кој е хемиски хелатор. Времето на врзување заедно со додатокот на акцелератор се забрзува, затоа што по правило смесата помеѓу цинкоксидот и еугенолот бавно се врзуваат. Влагата кај овие цементи го забрзува текот на врзувањето.

Индикации: Привремено цементирање на фикснопротетички надоместоци.

Комерцијални имиња: Temp bond (Kerr), Varibond (Van R.), Zone (G.C.).

Многу автори наведуваат проблеми при употребата на овие цементи. Тие не атхерираат во глејта и дентинот.

Етоксibenзоев цемент

Името на овие цементи потекнува од името на ортоетоксibenзоевата киселина. Составен е од прашок (ZnO , кварц, алуминиумов оксид, хидрирана смола) и течност (etoksibenzoeva киселина, Eugenol).

Мешање: Прашокот во мали количини се додава на течноста додека не се постигне хомогена конзистенција. При процесот на врзување кај овие цементи се ослободува голема топлина од еугенолот.

Индикации: Привремени цементи за цементирање на фикснопротетички надоместоци. Еугенолот делува како омекнувач на синтетичките материјали, па не се препорачува за привремено цементирање на акрилатни коронки и мостови.

Поликарбоксилатен цемент

Овие цементи се релативно нови синтетички материјали за цементирање кои припаѓаат на групата атхезивни цементи. Подобрување на атхезивните својства и биолошката подносливост на овие цементи датира од 1968 година. Овие цементи имаат релативна биокомпатибилност што им се припишува на големите полиакрилни молекули кои тешко продираат во дентинските тубулуси. Составот на поликарбоксилатниот цемент е од прашок (ZnO , MgO , Al_2O_3 , ZnF) и течност (полиакрилна киселина и вода).

Врзување: Долгите синцири на полиакрилна киселина меѓусебно се спојуваат со помош на атоми на цинк. Цинкот реагира со карбоксилните групи од полиакрилната киселина создавајќи поликарбоксилати. Освен со нив, атомите на цинкот се врзуваат и со калциумот од глејта и дентинот со кој создава полиакрилен калциумов комплекс. На тој начин се постигнува атхезија меѓу карбоксилатниот цемент и тврдите забни ткива.

Растворливост: Растворливоста во вода е релативно ниска, но контракцијата во текот на врзувањето е 4 пати поголема отколку кај цинкфосфатните цементи. Дебелината на слојот на овој цемент е меѓу 10 и 15 микрони што е далеку помало од цинкфосфатниот цемент.

Индикации: Служи за цементирање на фикснопротетички надоместоци (коронки, мостови), но поради малиот степен на еластичност може да се употребува само во оние регии кои имаат помали оптоварувања.

Комерцијални имиња: Poly-C (DeTrey), Durelon (Espe), Hy-Bond Polycarboxylat (Shofu).

Стаклојономерен цемент

Стаклојономерните цементи се материјали кои во последните десетина години најчесто се употребуваат, како резултат на добрата атхезија на забното ткиво, кариес протективното дејство, биокompatibilноста и едноставното ракување. Во 1969 година Wilson со соработниците ги усвошил, а во денталната практика ги вовел John McLean.

Според **начинот на употреба** стаклојономерните цементи се поделени на 3 групи:

Тип I - за цементирање;

Тип II - за полнења, полнила (пломби), естетски и појачани,

Тип III - за подлоги, (добро атхерираат со дентинот.



Слика 102. Стаклојономерен цемент, *Vivaglass cem PL, Ivoclar Vivadent.*

Состав: Доаѓаат во облик на прашок (честички на стакло) и течност од 50 %- тен воден раствор на полиакрилна, итаконска и винска киселина (кополимер на полиакрилна и итаконска киселина, винска киселина, алуминиумсиликатно стакло со калциум, флуор и вода).

Во почетокот како течна компонента била полиакрилната киселина. Но, таа преоѓала во гел-состојба. За да се спречи тоа, требало да се пронајде киселина со ниска молекуларна маса и високи концентрации. Затоа денес во употреба е кополимерот на акрилноитаконичната киселина. Некои цементи содржат кополимер на акрилна и малеична киселина. Итаконичната киселина ја снижува вискозноста на течниот дел и ја спречува гел-состојбата која е предизвикана од меѓумолекулските водородни врски. Тартаричната киселина во течноста служи како акцелератор кој го олеснува извлекувањето на јони од стаклениот прашок.

Врзување: Врзувањето се јавува со делување на киселини т.е. водородни јони на површината од честичките на стаклото. Се ослободуваат јони на алуминиум и калциум по што се формира силициумхидрогел. Тоа е комплекс изграден од стаклени честички обвиткани со силициумхидрогел кој е вграден во јадрото кој со сочинуваат калциумови и алуминиумови полиакрилни соли.

Стаклојономерните цементи имаат способност за атхезија на глеѓта и дентинот што доаѓа од создавањето на ковалентни и меѓумолекуларни врски. До атхезија доаѓа како резултат на реакција на карбоксилните групи на полиакрилатната киселина (-COO) со калциумовите јони (Ca⁺⁺) на површината од глеѓта. Карбоксилните групи реагираат и со колагенот од дентинот.

Предности: Атхезија на забното ткиво. Кариес протективно дејство. Поради континуирано отпуштање на флуориди, овие цементи се посебно прикладни во овие случаи кога фиксните надоместоци се изработуваат поради висока инциденција на секундарен кариес.

За разлика од другите цементи стаклојономерните цементи поседуваат експанзија и контракција слична на онаа на тврдите забни ткива. Исто така, имаат и прифатлива дебелина на слојот.

Индикации: Тие се многу корисни средства за дефинитивно цементирање на коронки и мостови. Наоѓаат и широка примена во денталната патологија.

Комерцијални имиња: Glasionomer Tip I (Shofu), Ketac-bond (Espe), Ketac-fill (Espe), G.C. Fuji I (G.C.).

Акрилатен цемент

Акрилатните цементи се кополимери на ладнополимеризирани синтетски материјали со голема способност за атхезија, тврдост и цврстина.

Состав: прашок - ПММА со полнило; течност - метилметакрилен мономер.

Врзување: При врзувањето на овој цемент се развива топлина. Краткото време на врзување, големата контракција и штетното дејство врз пулпата претставуваат негативни својства. Поради тоа неговата употреба е строго ограничена.

Индикации: За репаратура на акрилатни коронки и мостови, цементирање на акрилатни фасети, трајно цементирање на протетички надоместоци на девитализирани забни трупчиња.

Композитен цемент

Состав: Диглицид-етер-бисфенол и метакрилна киселина.

Индикации: Ограничена употреба при цементирање на фикснопротетички надоместоци и за директно прицврстување на ортодонтски брикети. За нивна употреба е потребно јеткање (нагризување) на забната површина со киселина.

Недостатоци: ја надразнува пулпата; има исклучително кратко време за манипулација; создава дебел слој. Денес се употребуваат автополимеризирани композити чија основа се состои од ароматни диакрилати со зрнца на полнила со големина од 0,2 до 30 микрони.

Денес, за дефинитивно цементирање на фикснопротетички надоместоци се употребува широк спектар на самоврзувачки или светлосно полимеризирани цемента. Во нивниот состав има додатоци од смоли.



Слика 103 . G-CEM LinkAce, Self-adhesive resin luting cement, постапка за цементирање на керамичка коронка.

Тие се пакувани во шприцеви за автоматско мешање. Индицирани се за цементирање на CAD/CAM и безметални керамички протетички надоместоци, метални и композитни протетички надоместоци. Покажуваат добра адхезија кон забните трупчиња со што се зголемува долготрајноста на протетичката изработка.

24. МАТЕРИЈАЛИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ИМПЛАНТОЛОГИЈАТА

Примената на денталните имплантати има за цел хируршка и протетичка рехабилитација кај пациенти кај кои недостасува еден, повеќе или сите заби во усната празнина.

Со векови луѓето се труделе да ги заменат изгубените заби со вештачки. Имплантација е вградување (инсерција) на објект или материјал, како алопластични супстанции или друго ткиво (парцијално или тотално) во телото од терапевтски, дијагностички, протетички или експериментални причини.



Слика 104. Вградени интраосеални импланти во горна тотално беззабна вилица.

Вградувањето на имплантатите треба да обезбеди остеоинтеграција на имплантатот во алвеоларната коска. Успехот на остеоинтеграцијата на имплантатите главно зависи од физичките и хемиските карактеристики на материјалите за хируршката фаза на имплантирање. Долгорочноста на имплантнопротетичката рехабилитација исто така е во директна зависност од планирањето, клиничката и лабораториската изработка вградување на протетичките супраструктури. Одржување на добра орална и хигиена на протетичките супраструктури има значајна улога за успех на реставрацијата.



Слика 105. Интраорален изглед на протетичка супраструктура.

Поради интердисциплинарниот пристап кон овој вид на реставрација (во кој се вклучени повеќе дентални дисциплини), материјалите кои се користат во имплантологијата се поделени на: **материјали од кои се изработени имплантатите** и **материјали од кои се изработени протетичките супраструктури.**

Материјали за изработка на имплантати

Имплантатите се специјално дизајнирани надоместоци изработени од алопластичен материјал (метали, легури, полимери, кополимери и нивни комбинации), кои со хирушка техника се вградуваат во меките и коскените ткива на долната и горната вилица.

Вистинскиот развој на денталната имплантологија е во триесеттите години од минатиот век, со усовршување на технологијата за изработка на имплантати од материјали кои можат да се вградуваат во човечкиот организам. Всушност тој период е наречен модерна имплантологија.



Слика 106. Разни видови на дентални имплантати (Charles English, VA Hospital, Augusta, Ga).



Слика 107. РТГ статус после завршена имплантопротетичка рехабилитација.

Во имплантологијата се користат **биотолерантни**, **биоинертни** и **биоактивни** материјали.

Биотолерантни материјали се висококвалитетен некородирачки челик, легура на кобалт-хром-молибден, златна легура и др.

Биоинертни материјали се титан, тантал и алуминиумоксидна керамика.

Биоактивни материјали се калциумфосфати, биокерамика и апатит.

Треба да се напомене и последната генерација на импланти кои не се биоактивни, поточно тие се биоинертни имплантати од титаниум кои се плазмирани и микрорапави, но ги

имаат истите својства на вкостување како биоактивните материјали. Се работи за исклучително цврсти механички импланти кои имаат високи карактеристики.

Постојат **три главни типови на легури за изработка на имплантатите**, а тие се: легури на кобалт-хром-молибден, не рѓосувачки челик и титан.



Слика 108. Импланти со различна големина.

Легурата од кобалт-хром-молибден и не рѓосувачки челик може да се употребува за изработка на индивидуални импланти, ендодонски или субпериостални, а титаниумската легура се употребува за изработка на фабрички стандардизирани ендоосеални импланти.

Легурите од кобалт-хром-молибден се составени од приближно 62% кобалт, 28% хром и 6% молибден. Се употребуваат првенствено за изработка на импланти со постапка на леење. Отпорноста на корозија на овие легури во биолошка средина е многу подобра отколку кај не рѓосувачкиот челик.

Не рѓосувачкиот челик содржи 18% хром и 8-12% никел. Тоа е т.н. 18/8 не рѓосувачки челик.

Имплантатите се изработуваат со постапка на леење или штанцање. Главна предност на не рѓосувачкиот челик му е тоа што го има во доволни количини. Трошоците за изработка на имплантатите се мали, бидејќи за нив нема сложена постапка за изработка. Ладно направените имаат извонредни карактеристики, особено во однос на заморот на материјалите. Главен недостаток му е слабата отпорност на рабна корозија.

Титанот кој се употребува за изработка на импланти е легура од титан која има значајно подобри механички особини од чистиот титан. Тестовите покажале дека титанот има извонредна отпорност на корозија во биолошка средина.



Слика 109. Легура на титан.

Освен од метални легури имплантатите може да се изработуваат и од:

Биокерамика, алуминиумов оксид и биојаглерод. Керамичките материјали опфаќаат голема група на материјали со слични особини, но со различна структура. Општо кажано, керамичките материјали се состојат од сложени комбинации на метални и неметални елементи. Нивната структура содржи јонски врски и може да има долга или кратка кристална структура. Керамичките материјали се тврди и лесно кршливи.

Овие материјали можат да бидат чисти кристални оксиди, како што е алуминиумоксидот, или смеса од оксиди, како што се стаклото или порцеланот. Иако, како резултат на лошите механички особини и потешкотии кои се јавуваат кога треба да се произведат сложени облици, керамичките материјали имаат голема можност за употреба како имплантациски материјали поради нивната глатка површина и поради поволната реакција на ткивата. Се употребуваат за изработка на ендоосеални имплантати.

Со внимателна и контролирана карбонизација може да се произведат јаглеродни влакна слични на стаклото. Овој материјал има голема тврдост и отпорност на корозија. Главен недостаток на овој материјал е неговата кртост. Исто така, тешко може да се моделира во саканиот облик откако ќе се произведе.

Се употребува како т.н. монокристал за изработка на трансдентални имплантати.

Материјали за изработка на протетички супраструктури

Со изработка на различни видови на супраструктури над вградените ендоосеални имплантати, се подобрува функцијата на цваќање, естетиката и фонацијата кај делумно или тотално беззабни пациенти. Со употреба на биокompatibilни материјали за изработка на супраструктурите се заштитуваат преостанатите орални ткива, а со добрата ретинираност и стабилизација на протетичките супраструктури се постигнува естетска и функционална копија на природната состојба на забите во усната празнина.



Слика 110. Разни видови на абатменти и изработен мост врз супраструктура.

За изработка на различни видови на протетички супраструктури се користат сите расположиви материјали за соодветни клинички и лабораториски фази.

25. ПРЕЦИЗНИ КОПЧИЊА - АТЕЧМЕНИ

До денес во светот според расположивите литературни информации се произведени преку 200 видови атечмени. Меѓутоа, во практиката се применуваат околу 5% од вкупниот број, а само десетина од нив имаат поширока примена со разработена рутинска техника на вградување.



Слика 111. Разни видови на атечмени.

Дефиниција

Под овој поим се подразбираат **специјални естетски средства** (прецизни системи) **за поврзување на фиксни и мобилни надоместоци** (фиксација на парцијална протеза или подвижен мост). Обезбедуваат и **стабилизација** и **денктоаксијално пренесување на цвакопритисокот**. Особено кога се **вградуваат два** или **повеќе атечмени тие треба да бидат паралелни** и со **заеднички правец на внесување и изнесување**.

Секој атечмен се состои од **патрица и матрица**. Матрицата се прицврстува на забот, а патрицата е во склоп на протезното седло.



Слика 112. Патрица или примарен дел и матрица или секундарен дел.

Поделба на атечмените

- според **конструкција**: лизгачи, копчиња, пречки, зглобови;
- според **начин на изработка**: индивидуални индустриски;
- според **локација**: екстракоронарни, интракоронарни, интрадикуларни;
- според **слобода на движење**: резилентни и нерезилентни.

Видови на атечмени

Топографска класификација

- **Супрадикуларни**-на коренската капа (нема заб има само корен)
- **Интрадикуларни**- во коренскиот канал
- **Интракоронарни**-во коронката
- **Интердентални**-меѓу две раздвоени коронки-пречки
- **Екстракоронарни**-надвор од неа
- во состав на **телескопски коронки**.

Функционална класификација

- **статички, крути**
- **динамични, резилентни**
- **зглобни**.

Друга класификација на атечмените е според методот на ретенција:

Овие делови меѓусебно добро се прилагодени, а **ретенцијата** се добива според принципот на:

1. триење

2. притискање како кај текстилните копчиња

3. со еластични копчиња (SNAP-атечмен).



Слика 113. Атечмени со различен принцип на ретенција.

Изборот на видот на атечменот е еден од најзначајните услови за функционалната вредност на парцијална скелетирана протеза.

За каков **вид атечмен** ќе се одлучиме зависи пред сè од:

- видот на парцијалната беззабност
- бројот, распоредот на преостанатите заби
- здравјето на потпорниот апарат на забите (пародонталното ткиво)
- големината на клиничкиот корен - клиничката коронка
- можност за скратување на забите
- меѓусебниот однос на антагонистичките заби
- односот на вилиците
- големината на виличниот гребен
- видот и квалитетот на потпорната гингива
- општиот и локалниот статус.

При изборот на атечмените се почитува правилото за пренесување на цвакопритисокот врз забите и другите орални ткива и правилата за поврзување на парцијалната протеза со ретенционите заби.

- **вметната беззабност** - дентално оптоварување и крута-врска,
- **терминална беззабност** - комбинирано оптоварување и резилентна или зглобна врска.

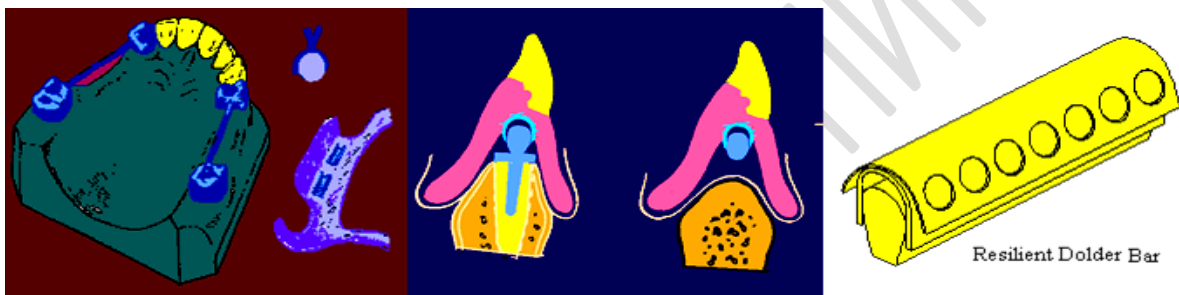
Атечмените се поставуваат со помош на **паралелометар**. Тие се паралелизираат со преостанатите заби и алвеоларниот гребен. Се поставуваат во симетралата на аголот помеѓу медијалната и гребенската линија, секогаш 0.5 mm над оралната лигавица. При изборот на атечменот се води сметка за просторот помеѓу оралната лигавица и

антагонистите. **Екстракоронарните атечмени секогаш** се поставуваат **на најмалку два заби поврзани со блок-систем коронки**. При поставување мора да се испланира и **оддалечен наслон** со цел да се намали дејството на штетните сили од екстракоронарното оптоварување. **Патот на внесување** на протезата е **пасивен и строго паралелизиран**.

ИНТЕРДЕНТАЛНИ ПРЕЧКИ

- Акерман,
- Долдер,
- Цилмор,
- Пиер.

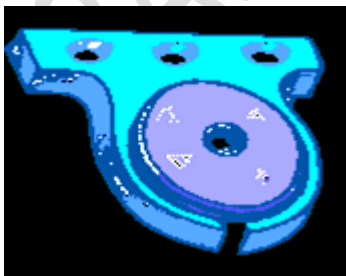
И други атечмени можат да се постават како интердентална пречка.



Слика 114. Акерманова пречка и резилентна долдер пречка.

Прецизни атечмени

- **Dalbo** резилентен атечмен (0,40 mm држач на простор);
- **Rotherman** резилентно копче (висина од 1,7 mm со вертикално пропаѓање од 0,6 mm);
- **Uni-Anchor** прилагодлив универзален радикуларен атечмен (нормален и Z-тип);
- **CE-KA** супрарадикуларно резилентно копче (со држач на простор кај Macro M3 од 0,4 mm и кај Standard M2 од 0,3 mm).



Слика 115. Rotherman резилентно копче (висина од 1,7 mm со вертикално пропаѓање од 0,6 mm).

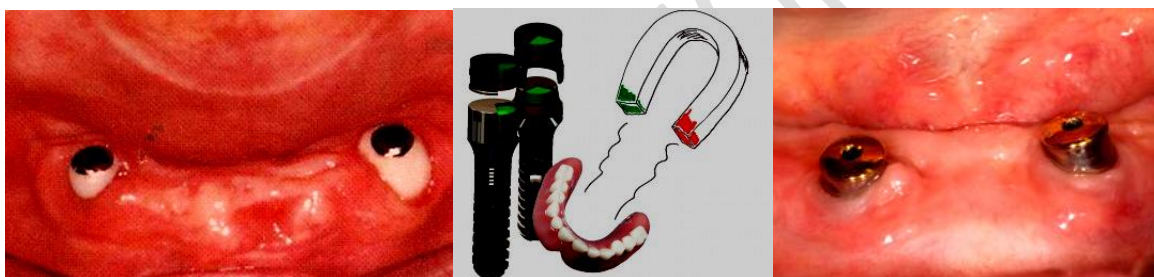
Екстракоронарни атечмени за парцијални протези



Слика 116. Preci Clix.

Дентални магнети

Парен, цилиндричен, аксијално магнетизиран протезен ретенционен елемент. Се поставува по цементирање на претходно направено орманче во коронарниот дел од коренот. Денталните магнети се вградуваат на леана коренска капа или со навоен клин во коренскиот канал или со парапулпарни навојни клинови.



Слика 117. Различни видови на магнети и радикуларен магнетен елемент.

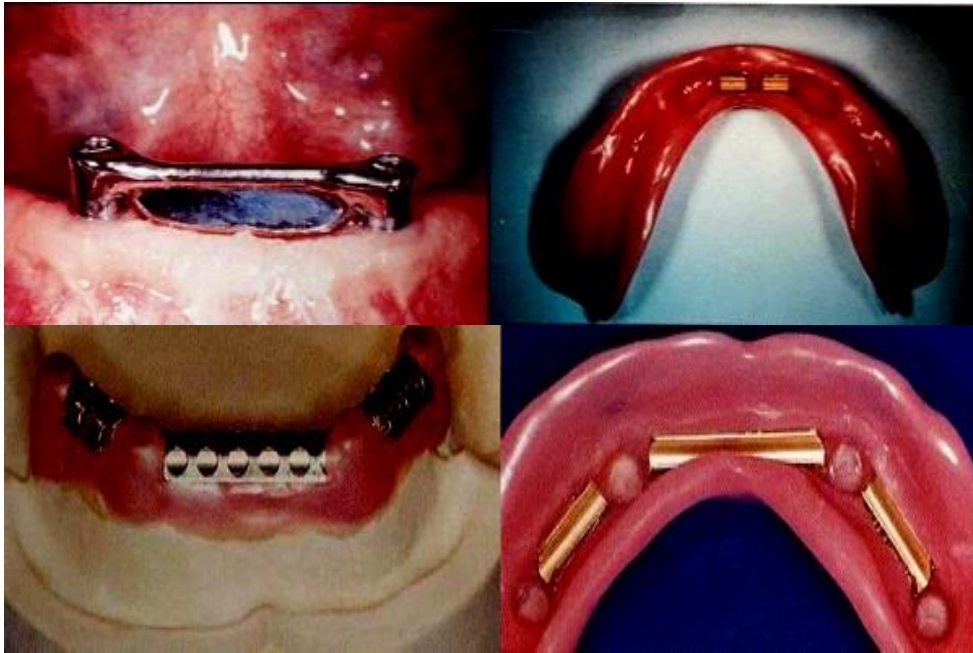
Магнетната ретенциона единица се состои од протезен ретенционен елемент вграден во протезната база и радикуларен магнетен елемент што се вградува во преостанатиот природен заб или корен.

Интракоронарни атечмени за парцијални протези



Слика 118. Екстракоронарен топчест атечмен.

Пречки



Слика 119. Пречки.

26. АРТИКУЛАТОРИ И ОКЛУДАТОРИ ОКЛУДАТОРИ

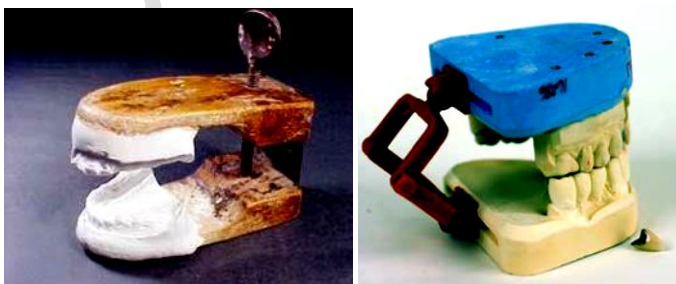
Апарати во кои се **фиксираат моделите** од горната и од долната вилица за да го сочуваат **меѓувилничниот однос онаков каков што бил во устата**. Со нивна помош:

- се фиксираат во централна оклузија;
- се имитира отворање и затворање на устата;

Според **материјалот** од кој се направени можат да бидат:

- метални (фабрички);
- гипсени (во лабораторија).

Class I: Едноставен носач на гипсени модели



Слика 120. Класа I: Едноставен носач на гипсени модели.

Класа II: Монсон Maxillomandibular инструмент врз основа на геометрија.



Слика 121. Класа II: Монсон Maxillomandibular инструмент врз основа на геометрија.

АРТИКУЛАТОРИ (дефинирање)

Механичка презентација на вилиците и темпоромандибуларниот зглоб.

Артикулаторот помага во изработката на **фиксни** протетички надоместоци (коронки, мостови, инлеи, онлеи), **мобилни надоместоци** и **ортодонтски** апарати.

Употреба на артикулаторите

- дијагноза;
- одредување на оклузалните односи;
- планирање на третманот;
- дијагностичко моделирање со восок Wax- up;
- оклузално прилагодување;
- изработка на фиксни и мобилни надоместоци.

Gysi адаптибилен инструмент:

Со Гизи артикулаторот од 1912 година се означува почетокот на нивната примена.

Класа III: Ханау неприлагодлив инструмент за движење на кондилите.



Слика 122. Класа III: Ханау не прилагодлив инструмент за движење на кондилите.

Целосно прилагодлив артикулатор-кондилатор за симулирање на динамичните кондилни регистрации

АРТИКУЛАТОР според Балтерс

Со овој артикулатор можат да се изведуваат сите видови на движења онакви какви што се одвивале во устата, односно во виличниот зглоб, затоа што горниот и долниот дел се споени со спирала. Недостаток е што не може да се фиксира висината на загризот.

Магнетен артикулатор



Слика 123. Магнетен артикулатор, монтажен систем со прецизни монтажни плочи и магнети.

Фиксирање на модели во артикулатор

Движења еднакви или приближно еднакви на мандибулата.

- горен дел (подвижен);
- долен дел, односот на долниот према горниот дел:

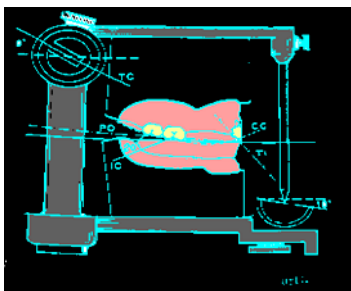
3 коси површини поставени на долниот дел и по нив се лизгаат делови од горниот дел (напред-назад; лево-десно);

2 коси површини-задни делови на туб. артикуларе;

предна косина- палатинална површина на горни инцизиви;

АРКОН (артикулатор+кондил)

НОН АРКОН



Слика 124. Фиксирање на модели во артикулатор.

Услови кои треба да ги исполнат артикулаторите

Не постојат идеални артикулатори!

Видови на артикулатори:

1. Артикулатори со средна вредност;
2. Полуиндивидуални артикулатори (со полудотерување);
3. Индивидуални артикулатори (со дотерување).

1. Артикулатори со средна вредност

Кондилите се закосени за околу 33 степени во сагитална рамнина и 7 степени во фронтална рамнина, (20 до 45 степени е аголот на спуштање на кондилите).

Гизи симплекс, Гизи нов симплекс

а) АСА артикулатор со средна вредност

- леен алуминиум;

- нон аркон.

б) Гизи симплекс артикулаторот со средна вредност е еден од најупотребуваните.



Слика 125. Гизи симплекс артикулатор.

Предности:

- се репродуцираат главните движења на мандибулата;
- прегледност;
- се изработуваат фиксни и мобилни надоместоци;
- поевтини од индивидуалните;
- полесни се за работа.

Недостатоци:

- помало симулирање на движењето на мандибулата,
- предвремен допир-патолошка оклузија.

2. Полуиндивидуални артикулатори

- средина меѓу артикулатори со средна вредност и индивидуални артикулатори. Полуиндивидуални артикулатори се: Денар, Дентатус аркон и нон аркон, Вип микс, Гербер, Ханау и др.

Со нивна помош може да се дотера:

- сагитален пат (движење) на кондилите;
- медијален пат на кондилите;
- Бенетово движење;
- меѓукондилно растојание.

Еден артикулатор треба да се прилагоди кон кондилениот агол, Бенетовите движења, инцизивни рабови и тубери и кон обликот на фоса гленоидале и емининција. Природно овој вид на артикулатор ќе се употреби доколку позицијата на максилата се удвои во однос на черепот, за што потребно е користење на образен лак.



Слика 126. Образен лак, пренесување на позицијата на максилата во артикулатор.

3. Индивидуални артикулатори

Зглобовите се дотеруваат според индивидуално измерениот агол на спуштање на кондилите (од 0 до 55 степени).

- се користи образен лак.



Слика 127. Одредување на позицијата на максилата со образен лак за пренесување на позицијата во индивидуален артикулатор.

Можности за дотерување:

- сите карактеристики на граничните мерења на мандибулата;
- почетно и прогресивно поместување на кондилот кон балансната страна;
- сагитални патишта на кондилите;
- медијални патишта на кондилите;
- Бенетовото движење;
- меѓукондилно растојание (се дотерува индивидуално);
- интеркуспидациона и ретрудирана положба на мандибулата;
- сагиталниот и латералниот наклон на инцизивниот пат;

Се користи при изработка на попрецизни протетички надоместоци.

Артикулатор KaVo PROTAR evo

- светла, хигиенска метална површина;
- мазна површина со помали агли и рабови за лесно чистење;
- помала тежина добиена од нов процес на производство на стоматолошки артикулатори;
- поголем обем за склоност на аголот на инклинација, а со тоа попрецизно програмирање;
- магнетно прицврстување на моделот.



Слика 128. Артикулатор KaVo PROTAR evo.

27. МАТЕРИЈАЛИ КОИ СЕ КОРИСТАТ ВО ОРАЛНА И МАКСИЛОФАЦИЈАЛНА ХИРУРГИЈА

Во оралната хирургија воглавно се употребуваат истите материјали кои се употребуваат и во другите гранки на денталната медицина, но се употребуваат и материјали кои се типични за оваа дисциплина.

Материјали кои се употребуваат во оралната хирургија се:

- синтетички материјали со кои се надоместува коската,
- материјали од кои се изработуваат епитези и ресекциони протези,
- материјали од кои се изработуваат имплантати,
- материјали за шиене.

Синтетички материјали со кои се надоместува коската

Постојат два типа синтетички материјали врз база на керамика со кои се надоместува коската: тие се хидроксил-апатит (НА) и три-калциев фосфат (ТСР). Двата спаѓаат во групата на алопластични имплантати.

Алопластичниот материјал е вештачки материјал, туѓо тело кое се употребува за имплантација во живото ткиво.

Двата материјали се биокompatибилни, бидејќи не предизвикуваат воспалителна или имунолошка реакција по допирот со коскени или мекоткивни приматели. НА е материјал кој не се ресорбира трајно, додека ТСР е биоресорбилен (се ресорбира).

НА во коскените празнини останува непроменет и во него срастува околната коска, а ТСР ја поттикнува остеогенезата и при тоа постепено се ресорбира, па служи како основа на која срастува коскениот ткиво на примачот. ТСР има ограничена примена поради

ресорптивноста и кршливоста, а HA има многу широка примена во оралната и максилофацијалната хирургија.

HA $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ е матријал калциум-фосфат со физички и хемиски својства слични на оние на забната глеѓ и коската. Големината на честичките варира од 70 до 500 микрометри. Се добива со синтеза или хидротермална постапка со која калциум-карбонатот на исчистениот морски корален скелет се претвора во HA. Се разликуваат додатоци во вид на зрнца (гранули) или блокови кои служат за надоместување на поголеми коскени дефекти кога не се очекува регенерација на коската.

TCP $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ материјалот доаѓа во облик на полупорозни зрнца со големина 470 до 800 микрометри. По внесувањето во организмот материјалот ослободува јони во остеотропните механизми на организмот, прави гранични споеви кои се однесуваат слично на матичната коска т.е. доведуваат до спојување со природната коска.

Материјали од кои се изработуваат епитези и ресекциони протези

Епитезите или протезите на лицето се надоместоци со кои се надоместуваат изгубените делови на лицето, како на пример око, уво, нос, образ. Ресекционите протези се надоместоци кои ги надоместуваат изгубените делови на вилиците и забите. За изработка на епитезите и ресекционите протези се употребуваат тврди и меки акрилати (ПММА) и разни други материјали.

Материјали за епитези

Од 16 век, кога францускиот хирург Амброис Паре ги опишал едноставните протези на лицето започнува нивниот системски развој. Светските војни биле големи двигатели за развој на максилофацијалните протези - епитези, затоа што на многу повредени и ранети им била потребна токму ваков вид на помош. Успехот од протетичката рехабилитација е лимитиран од особините на материјалите за изработка на протезите.

Модерните материјали на база на еластомери и полимери значително ги подобриле особините на епитезите, но сè уште не се идеален материјал кој може да биде сличен или да ја удвои човековата кожа.

Идеалниот материјал за изработка на епитези мора да ги исполнува следните особини: да биде едноставен за употреба, евтин, биокомпатибилен, јак, доволно стабилен и издржлив. Епитезата мора да изгледа како кожата, да има боја и структура на кожата и да биде мека

на допир. Покрај тоа, протезата треба да биде отпорна на сончевата светлина (ултравиолетови зраци), на топлина, ладно, да биде со стабилна боја, отпорна на дејство на хемикалии и доволно резилентна. Таа мора да биде едноставна за чистење и одржување од страна на пациентот. Совершената протеза би требало исто така да биде термореактивна на телесната температура и во склад со тоа да ја менува бојата со околните ткива кои исто така реагираат на светлина.

За жал, до денес нема материјал кој ги исполнува сите овие услови. Првиот модерен материјал кој ги исполнил повеќе од опишаните услови бил полиметилметакрилатот, (ПММА). Главен недостаток на ПММА е крутоста.

Материјали кои се користеле за изработка на епитези

Природниот латекс е мек, етин и едноставен за обработка и нуди релативна „животна“ протеза. Епитезата е неотпорна на физички и хемиски дејства, па брзо се дезинтегрира и ја менува бојата. Латексот повеќе не се употребува како материјал за изработка на епитези.

Синтетичкиот латекс е развиен како триполимер од бутилакрилат, метилметакрилат и метилметакриламид. Тој е со подобри особини од природниот латекс. Латексот „кожа“ е речиси просирен и низ него бојата продира од надворешната или кожената страна на протезата. Поради тоа изгледа многу природно и добро се спојува со протезата. Техничката постапка на спојување на латексот „кожа“ и скелетот од пенеста гума (пурпена) трае долго, а таквата протеза има релативно краток век на траење. Тоа е главниот недостаток на овој материјал.

Винил-пластисолот е винилна смола која заедно со додаток на пластификатор (омекнувач), се употребува за некои типови на протези. Пластисолот е густа течност, составена од мали честички на винил, распоредени во пластификаторот.

На смолата можат да се додадат пигменти за да се постигне индивидуланата боја на кожата. Пластичноста се постигнува со загревање на дисперзијата пластисол за да можат цврстите честички делумно да се растопат.

Со тек на време протезата станува тврда поради губитокот на пластисолот од површината. Ултравиолетовите зраци имаат големо негативно дејство на оваа маса.

Полиуретанот е понов материјал за изработка на епитези. Обработката на полиуретанот опфаќа три компоненти. Препорачливо е да се почитуваат соодветните соодноси при мешање на компонентите. Една од компонентите е акрилат чија обработка бара

внимателно ракување. Полиуретанските протези имаат речиси природен осет и изглед. Стабилноста на бојата е подобра отколку кај поливинилхлоридот.

Основните материјали за изработка на ресекциони протези се тврдите ПММА. Рабовите на протезите кои се во допир со ткивото можат да се изработат од мек ПММА или од силикон.

Силиконска гума

Силиконот е воведен во стоматологијата околу 1946 година, а само последните години се употребува како материјал за изработка на епитези. Силиконите ги истиснаа тврдите акрилати за изработка на епитези. Акрилатите поради својата тврдост можат да предизвикаат разни проблеми. Најчесто тоа се повреди на дефектното подрачје, слаби естетски резултати поради лошите можности за адаптирање на окоlnото меко ткиво, посебно на мимика.

Современите силиконски маси за изработка на епитези денес им се достапни на сите. Тие се набавуваат во разни облици и под различни трговски имиња. Нивна најголема предност е што се меки и удобни за пациентот, а можат и да се обојат во природната нијанса.

Постојат два начини на обработка омекнување (вулканизација) на собна температура и топло омекнување.

Денес се употребуваат и двата видови и секој има свои предности и недостатоци.

Во повеќето случаи се употребуваат силикони кои се омекнати на собна температура. Фабричките се просирни или матно бели. Пред додавање на катализаторот, силиконот се меша со сув земјен пигмент за да добие боја на кожа. Вистинската, внатрешна боја на силиконот е еднобојна.

Епитезата може да се изработи на модел од тврд гипс, на модел од епоксидна смола или на метал, или со CAD/CAM технологија.

Силиконот кој е омекнат на собна температура не е цврст како силиконот кој е омекнат на зголемена температура.

Силиконот омекнат со пламен на топлина е полутврд или материјал како кит. При топлата обработка на материјалот тој треба да се сомеле и наполни под притисок и да се полимеризира на 180°C во тек на 30 минути. Пигментот се меша со смесата и се распоредува на одредени места на моделот. На овој начин може да се постигне бојата на

силикон да биде идентична на бојата на кожата (природен изглед) и не бара дополнително боење на надворешната површина. Овој е материјал на избор, посебно што се однесува на стабилноста на бојата и цврстината. Главна предност на овој материјал над силиконот кој се омекнува на собна температура е побрзата постапка на боење која е внатрешна и разнобојна. Главни недостатоци се: потребната опрема; апаратот за дробење и пресување, металниот модел чија изработка е долготрајна.

Доколку е потребно силиконите можат со помош на разни **бондинг агенси** и **прајмери** да се врзат за тврдите акрилати и полиуретански фолии.

Материјали за шиее

Се разликуваат два основни типови на материјали за шиее. Едни се материјали кои се ресорбираат во организмот и не е потребно да се отстрануваат и материјали кои не се ресорбираат и треба да се отстранат.

Врз основа на потеклото на материјалите за шиее се разликуваат **природни** и **синтетички материјали**.

Општо земено, **идеален конец** би бил оној кој може да се употребува за секаков вид на операција која не предизвикува реакција на ткивата и не создава услови за развој на бактерии. Конецот мора да биде доволно цврст за да не се кине, а јазолот не смее да се ресобира во ткивото, не смее да предизвикува електролитичка реакција, не смее да ја менува капиларната состојба, не смее да предизвикува алергија или да биде канцероген и да се ресорбира со минимална реакција на ткивата.

28. СРЕДСТВА И ПРОТОКОЛ ЗА ДЕЗИНФЕКЦИЈА, СТЕРИЛИЗАЦИЈА И ПРЕВЕНЦИЈА НА ДОКТОРОТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА

Контрола на инфекцијата во секојдневната дентална практика

Во секојдневната дентална практика инфекцијата може да предизвика појава на заразни болести, како што се хепатитис Б, Ц и СИДА. Во клиничките и лабораториските фази (од изведба на сите видови дентални интервенции и на протетички надоместоци), докторите и останатиот персонал (дентални сестри/асистенти и забни техничари) и пациентите се постојано изложени на ризик од самоинфекција и пренос на микроорганизми. Како резултат на разни терапевтски постапки во усната шуплина се контаминираат инструментите и предметите со крв и плунка. Тие можат лесно да се дезинфицираат или

стерилизираат за разлика од протезите, отпечатоците и гипсмоделите кои не можат да се стерилизираат.

АДА објави насоки за превенција при пренесување на заразни болести во стоматологијата. Во разни студии се предлагаат различни методи за да се избегне развој на инфекција во денталната медицина. На пример, хемиска дезинфекција се препорачува секогаш кога протезата се вади или става во устата на пациентот. Средствата за дезинфекција се раствори од хлор диоксид, натриум хипохлорит, 4-процентен хлорхексидин, глутаралдехид. При хемиска дезинфекција на акрилатни протетички надоместоци може да дојде до промена на физичко-хемиските својства.

ПРЕНОСНИ ЗАБОЛУВАЊА

Микроорганизми во усната празнина

При раѓање усната празнина е стерилна, но по период на неколку часа до еден ден се развива оралната флора. Кај возрасни индивидуи во плунката можат да се најдат над 40 видови на микроорганизми. Повеќето од нив доаѓаат од коренот на јазикот, а некои се производ од друга лигавица. Поголем број и различни видови на микроорганизми се наоѓаат во бактерискиот плак и во пародонталните џебови, отколку во плунката. Интактоста на лигавицата до извесен степен придонесува за заштита од инфекции.

При манипулации кај воспалена гингива микроорганизмите можат да пенетрираат во подлабоките ткива низ гингивалниот сулкус или пародонталниот џеб.

Патогени, потенцијално патогени или сапрофитни микроорганизми можат да се сретнат во усната празнина на секој пациент. Патогените микроорганизми можат да бидат транзиторни. Пациентите можат да бидат носители и пренесувачи на некое заболување без да бидат болни.

При непочитување на правилата за контрола над инфекцијата, истата несакајќи може да се пренесе врз недолжни пациенти.

Вкрстените инфекции претставуваат пренос на микроорганизми од еден на друг субјект: од човек на човек, од човек на предмет и после тоа на друг човек. Познавањето на сите можности за пренос на инфекцијата во денталните кабинети/ординации или во клиниката, обезбедува основа за планирање на адекватен систем за стерилизација, дезинфекција и ракување со инструментите.

Процес на инфекција

За пренесување на инфективниот агент е неопходен синџир од фактори. Основни карактеристики за трансмисија на инфекции се:

- Инфективен агент (бактерија, вирус, габички, протозои и рикеции). Секој организам има сопствена специфична реакција кон инфективниот агент.
- Резервоар, каде живее инфективниот агент и се размножува.

За време на третманот кај пациентот, опремата и работните површини можат да се контаминираат со плунка или аеросол кој содржи крв и / или плунка.



Слика 129. Изглед на денална ординација и забнотехничка лабораторија.

Лабораториските студии утврдиле дека микроорганизмите можат да преживеат во различна животната средина различни временски периоди. Се претпоставува дека ако на работната површина има постојан контакт со плунка, крв или со друг потенцијално инфективен материјал, тогаш таа содржи живи микроорганизми.

Контрола на инфекцијата

CDC насоките за здравствена заштита и контрола на инфекцијата во деналните ординации од 2003 година се поделени на насоки во клинички услови и насоки за домаќинства. Контактни или работни површини во домаќинствата вклучуваат подови, сидови и мебел. Бидејќи тие имаат многу помал ризик за пренос на болеста, чистењето и деконтаминацијата не се толку ригорозни како оние што се користат за клинички услови за третман на предмети и инструменти со кои пациентот дошол во контакт.

Чистење и дезинфекција на места каде престојува пациентот

Контактот со пациентот е директен и претставува потенцијален извор на контаминација со аеросол и спреј. Но, во овој дел спаѓа и на контактот на пациентот со рака.

Други извори на микроорганизми (на пример, прашина, почва или вода). Работните површини во ординациите можат директно да се загадат со спреј или за време на денталните процедури или преку контакт со ракавиците на докторите. Управата за безбедност и Асепса-процедури на истражувачката фондација (OSAP) ги пропишуваат насоките за постојана контрола над инфекции. Контролата над инфекции е суштински дел од денталната медицина. Постои многу висок степен на пренос на инфективно заразен материјал од забнотехничката лабораторија во ординацијата и обратно.

Потенцијалните патогени микроорганизми можат да се транспортираат до забната техника преку отпечатоци земени од усната празнина, од мобилните и фиксните протетички надоместоци и сите други надоместоци кои се меѓуфаза од изработката на дефинитивните надоместоци. Микроорганизмите можат да се пренесат преку контаминирани (инфективни) отпечатоци на гипсените модели. Оралните бактерии на моделите можат да останат живи и до 7 дена.

Персоналот на денталниот тим: докторот, сестрата, забниот техничар и помошниот персонал во ординацијата и во лабораторијата се ризична група и можат да бидат изложени на зараза (инфекција) преку:

- директен контакт (преку обработка и полирање), аеросоли создадени за време на лабораториските процедури, вдишани или проголтани;
- пациентите можат да бидат изложени на ризик поради потенцијална контаминација меѓу денталните надоместоци/апарати.
- можност за контаминација од денталната ординација до лабораторија и назад кон денталната ординација.

Потенцијалната инфекција може да се пренесе во лабораторија различно од случај до случај. Но, како најчести се припишуваат: површински контакт, инструменти и апарати кои се применуваат при работа, аеросолна (распрскувачка) прашина, неизмиени раце итн. За да се намали појавата на премин на микроорганизми од една личност или од еден предмет на друг мора да се спроведат асептички техники или соодветни процедури со кои ќе се разбие синцирот на инфекција и ќе се намали заразата.

Докторите и лабораториите треба да воспостават протокол за контрола на инфекцијата (IC) во сите фази на работа и изработка на надоместоците.

Целите / активностите треба да бидат насочени кон тоа да се создадат услови во денталната ординација и забнотехничката лабораторија за што е можно посигурни установи. Тоа ќе се воспостави доколку се минимизира можноста за пренос на болеста преку **имунизации, заштитни техники и асептични техники.**

Согласност за контрола над инфекција треба да се однесува на придржување кон стандардните мерки на претпазливост и воспоставување и практикување на пишани протоколи. Стандардните мерки во секое време треба да бидат набљудувани во лабораторијата. Во оваа постапка треба да биде вклучен целиот медицински и здравствен персонал кој ќе работи според протоколите, а во насока на спречување на ширење на зараза на изработките кои влегуваат во лабораторија.

Сите пациенти треба се третираат како потенцијално преносливи и заразни болести преку крвта. Примерите вклучуваат хепатитис Б, хепатит Ц и хуман имунодефициентен вирус (ХИВ). Денталните ординации и забнотехничките лаборатории треба да ги почитуваат и спроведуваат сите државни и локални регулативи и стандарди кои влијаат на нивното работење и работата на вработените.

Докторите и забните техничари треба да бидат вклучени во редовни систематски прегледи, да се вакцинираат против хепатитис Б и да имаат годишна обука за процена на ризикот од здравствената заштита. Потребна е координација меѓу ординациите и лабораториите преку употреба на соодветни методи/материјали за ракување и деконтаминација на нечисти предмети. Сите заразни предмети (инфективен материјал) треба да се исчистат и дезинфицираат пред да се започне со лабораториска изработка и пред да бидат вратени во ординација и да му бидат предадени на пациентот.



Слика 130. Заштитна опрема поставена на столицата, црвата од насадните инструменти и рачките од рефлекторот.

Контактните (работни) површини во тек на третманот на пациентот треба да бидат заштитени. Ако не се заштитени, тие мора да бидат барем исчистени и дезинфицирани пред започнување на каква и да било интервенција.

Системот на заштита е најефикасен и претставува практичен метод за спречување од појава на инфекција. Се состои од серија процедури за **физичко чистење** што обезбедува намалување на органски остатоци и микроорганизми од нечисти дентални предмети, процес на **механичко** и **хемиско чистење** и дезинфекција.

Резултатот е производ со кој може лесно и безбедно да управува забнотехничкиот персонал без употреба на заштитна опрема.

Заштитата се однесува и на **миење на рацете** со обичен или антиминоробен сапун (или влажни марамчиња на база на алкохол).



Слика 131. Миење на раце пред облекување на заштитни ракавици.

Употребата на **заштитни средства** е задолжителна кога постои можност за професионална изложеност на инфекции. Задолжителна е употреба на заштитна облека (мантил), заштитни очила, ракавици и маски. **Ракавиците** треба да бидат за еднократна употреба кога постои можност за директен контакт со заразни предмети. Ракавиците треба да се сменат и безбедно да се фрлат по завршување на постапката. Рацете треба да се измијат пред да се стават ракавиците и по отстранување на ракавиците. При чистење/дезинфекција на опрема/површини е задолжителна употребата на ракавиците. **Маските** се задолжителни кога има можност од прскање на вода или распрскување на материјали во воздухот при работата.

Заштитна облека-униформа треба постојано да се носи во тек на работата. Треба да се менува секојдневно, да не се носи надвор од лабораторијата и секогаш да биде чиста.



Слика 132. *Заштитни средства: униформа, ракавици, очила и маски.*

За намалување на ризикот од повреда здобиена од прскање и макроскопски честички треба да се користат заштитни очила или штит од плексиглас (визир) или да се активира вакуум/аспиратор. За да се минимизира контаминацијата (заразата) материјалите кои се користат треба да се подготват пред контактот со пациентот (пред тој да влезе во ординацијата). Потребно е навремено да се подготви соодветниот материјал за планираната постапка да се заврши во целост. Вишокот на материјал по завршување на постапката треба да се фрли.

Хемиската дезинфекција обавува две функции: антиминобниот агенс мора да биде ефикасен и не смее негативно да влијае на димензионалната точност на материјалите за отпечатување и излевање на гипсените модели.



Слика 133. *Хемиски дезинфициенси.*

Ефектите на дезинфекцијата и дезинфекционото средство се групирани во **три нивоа**:

- високо ниво (се уништуваат сите микроорганизми и нивните спори);
- средно ниво (се уништуваат сите микроорганизми и вирусите, но не се уништуваат спорите) и
- ниско ниво (не се применливи во нашата практика).

За дезинфекција се користат:

- **препарати на хлор**, имаат средно ниво на дезинфекција за кратко време од 3 минути. Недостаток им е високата реактивност (корозија на метални инструменти и промени на гумени и пластични инструменти, а исто така ја дразнат и кожата);

- **препарати на јодоформ**, имаат средно ниво на дезинфекција со подолготрајно дејство од 10 до 15 минути. Поновите препарати имаат пократко време за дезинфекција кое изнесува до 5 мин. Ефектот на дејството на дезифициенсот се намалува во присуство на органски отпадоци.

- **препарати на база на феноли**, исто така имаат средно ниво на дезинфекција. Имаат добро бактерицидно и антитуберкулозно дејство, а органските отпадоци имаат помал ефект на дејството. Тие имаат карактеристичен мирис и ја дразнат кожата.

- **препарати на глутарилдехид**, имаат високо ниво на дезинфекција со време од 10 до 15 мин. Органските отпадоци не делуваат на ефикасноста и не ги оштетуваат металните инструменти.

Сите вработени треба да бидат соодветно обучени за начинот на примена на овие материјали во согласност со OSHA-овиот стандард за ракување со опасен инфективен материјал. Дезинфициенсот мора да има регистарски број од Агенцијата за заштита на животната средина. Тој треба да има барем средно ниво на активност. Сите постапки за дезинфекција треба да се извршат пред отпечатоците да бидат испратени во лабораторија. Се препорачува да се спроведе систем за знаци и монитори, со назнака дека треба да бидат дозволени само биолошки чисти предмети. Секој контаминиран отпечаток треба да се исплакне под силен млаз од вода за да се отстранат крвта или плунката.



Слика 134. Протетички надоместок, метална скелетирана протеза која е дезинфицирана и спакувана.

Потоа треба соодветно да се дезинфицира и по извесно време темелно да се исплакне под силен млаз од вода за да се отстрани преостанатото средство за дезинфекција. Ниту едно средство за дезинфекција не е идеално или компатибилно на сите отпечатоци.

Постапката за чистење и дезинфекција е задолжителна пред да му се предаде надоместокот на пациентот. По дезинфекцијата е неопходно сите инструменти и протетички надоместоци да се спакуваат во ќеси означени со етикета во која е наведено дека е извршена дезинфекција.

Многу студии се спроведени за да се оценат ефектите на различни средства за дезинфекција на отпечатоци од различни типови на материјали. Резултатите од истражувањата укажуваат дека ниту едно средство за дезинфекција не е компатибилно со материјалите за отпечатување. Најмалото нарушување е поврзано со материјали што имаат најкратко време на дејство.

Врз материјалите за отпечатоци може да влијаат: составот и концентрацијата на средствата за дезинфекција, времето на експозиција и компатибилноста на разни средства за дезинфекција со специфичните материјали за отпечатоци.

Физичките/хемиските својства можат да варираат во соодветна категорија на материјал или средство за дезинфекција. Кога се користат нови комбинации на материјали за отпечатоци и средства за дезинфекција треба да се направи пробно тестирање. Исто така, треба да се вршат консултации со производителите на дентални материјали за нивната компатибилност со средствата за дезинфекција.

Дезинфекцијата на отпечатоците може да биде спроведена со методите на **прскање**, **натопување** или **потопување**. Времето на експозиција треба да биде она што го препорачува производителот на дезинфекционото средство. За туберкулозна дезинфекција се користат: јодофори, натриум хипохлорит (концентрација од 1:10), хлордиоксид, феноли и други препорачани производи.

Полиетерните материјали не можат да бидат потопени во дезинфекционо средство поради можноста за апсорпција и деформирање. Имерзивните средства за дезинфекција можат да се користат само еднаш (освен за глутарилдехид). Повеќе официјални истражувања покажуваат дека димензионалната стабилност не е значително засегната со техниката на потопување.

Дезинфекцијата со методот на прскање со спреј треба да се спроведе по вадење на отпечатокот од устата, плакнење под млаз од вода. На тој начин се намалува бројот на микроорганизми и органски остатоци.



Слика 135. Плакнење и дезинфицирање на отпечатоци.

Потоа отпечатокот се поставува во метално тањирче (тацна) и со спреј внимателно се прска за да не се распрскува средството за дезинфекција во околината. По извесно време повторно се плакне под млаз од вода и се излева со гипс. По добивање на моделот, материјалот за земање на отпечаток и ќесата за пакување за еднократна употреба се фрлаат во специјална канта или ќеса (со соодветна боја) за собирање на отпад. Тацната на која се врши дезинфекција треба да се стерилизира.

Дезинфекцијата со методот на потопување на отпечатоците треба да биде со средство за дезинфекција со краткотрајно време на дејство за да се минимизира деформирањето и за да не дојде до намалување на квалитетот на површината на гипсениот модел. И за овој метод на дезинфекција треба да се извршат истите постапки како што е погоре опишано, освен целосно потопен отпечаток во дезинфициенс со препорачаното време на дејство.



Слика 136. Дезинфекција со методот на потопување на отпечатоци.

Предности на методот за дезинфекција со спреј е користење на помало количество на средство за дезинфекција. Истиот дезинфициенс може да се користи и за дезинфекција на околните работни површини.

Недостатоци се што не е толку ефикасен како методот на потопување и може средството да се распрскува во воздух што го зголемува неговото дејство.

Излеаните модели од гипс многу тешко се дезинфицираат, па затоа е подобро отпечатокот да се дезинфицира. Може да се употреби спреј од јодоформ или хлор, по што моделот се плакне.

Акрилатни тотални и парцијални протези треба да се чистат со четка и антисептичен сапун за отстранување на остатоци од храна. Четката треба да се стерилизира или да се чува во одобрено средство за дезинфекција. Протезата треба да се чува во затворена пластична ќеса или во апарат со средство за ултразвучно чистење или отстранувач на забен камен. Во средството протезата не смее да се остави подолго од препорачаното време од страна на производителот (10 минути). Доколку се остави подолго време тогаш може да се појави корозија на металните елементи (кувачки, лак, фолија) од протезата. Капакот на апаратот за ултразвучно чистење треба да е затворен за да се намалите можноста од распрскување.

Фрлање на клинички отпаден материјал

Во отпаден материјал спаѓаат пластични лажици за еднократна употреба, материјали за отпечаток и материјали за пакување (ако не можат да се дезинфицираат). Начинот на нивното складирање и отстранување е според соодветни државни и локални прописи. Отпадот се фрла како регулиран отпад во соодветни ќеси и кутии.

Специјалните канти-контејнери за собирање на клинички отпаден материјал се означени со:

- **црвена боја**, анатомски отпад;
- **жолта боја**, отпад исклучиво со спалување;
- **црна боја**, отпад од секојдневна работа во ординација (е потребно да се однесе во депонија и да се спали);
- **сина боја**, медицински отпад за горење;
- **бела боја**, амалгамски отпад.

Стерилизација

Под дејство на топлина се стерилизираат сите метални инструменти кои се стабилни на топлина. Такви се оние кои се во контакт со оралните ткива (огледалце, пинцета, сонда, екстирпатори), апаратура или потенцијално заразени инструменти. Тие треба да се стерилизираат по секоја употреба.

Стерилизацијата ќе биде ефикасна само доколку стерилноста на инструментите ќе биде сочувана до времето на нивната употреба. Процесот на пакување обезбедува инструментите да останат запечатени по стерилизацијата подолго време. За брзо пакување на инструменти постојат автоматски ротациони машини за пакување.



Слика 137. Апарати за пакување на инструменти во денталната ординација.

Просирни кеси и ролни - за пакување на индивидуални инструменти, помали сетови и други предмети. Со нив лесно се препознаваат стерилизираните инструменти, затоа што се просирни.



Слика 138. Полипропиленски ролни за пакување на инструменти.

Денес најмногу употребувани апарати за стерилизација се т.н. автоклави. Автоклавите имаат современ ергономски дизајн со подобрен мониторинг за контрола на температурата

и притисокот. Тие се следат преку екран, а постои и можност за внес на USB за документирање на податоците за стерилизација на инструментите.

Автоклавите имаат меѓуконтрола на температурата и притисокот. Волуменот на комората за стерилизација на инструментите може да биде од 19 до 85 литри. Комората и вратата од стерилизаторот се изработени од не рѓосувачки челик. Автоклавите имаат воздушен филтер HEPA. Лесни се и практични за работа. Автоматски се полнат со вода и процесот на сушење е автоматски.



Слика 139. Автоклав апарат за стерилизација на инструменти во денгални ординации.

29. ЛИТЕРАТУРА

- [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] American Dental Association Report. Classification system for cast alloys. *J Am Dent Assoc* 1984;109:838.
- [3] Anusavice KJ (Ed). *Phyllips' Science of Dental Materials*. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1996.
- [4] Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Dent Am Assoc* 1993;124:72-84.
- [5] Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 431-7.
- [6] Бајевска Ј. Стоматолошка керамика, Стоматолошки факултет, 2014.
- [7] Barclay CW, Walmsley AD. *Fixed and removable prosthodontics*. Edinburgh, London, Melbourne, New York, Tokyo: Churchill Livingstone, 1998.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] Caputo A, Standlee J. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Pub.Co., 1987.
- [11] Carek A, Babic Z. J, Schauerl Z, Bade T. Mechanical Properties of Co-Cr Alloys for Metal Base Framework. *International Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, April-June 2011;1(1):13-19.
- [12] Chong KH, Chai J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass- infiltrated alumina with or without zirconia reinforcement. *Int J Prosthodont* 2003; 16 : 487- 92.

- [13] Craig C, Leinfelder FK, Lacefield RW, Bell W. Effectiveness of a method used in bonding resin to metal. *J Prosthet Dent* 1990;64:37-41.
- [14] Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental materials*. 7th Ed. St. Louis: Mosby, 2000.
- [15] Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental materials: Properties and manipulation*. St. Louis: Mosby, 2000.
- [16] Čatović A. i sur. *Klinička fiksna protetika*. Zagreb: Stomatološki fakultet, 1999.
- [17] Čatović A, Kraljević K, Jerolimov V, Čelebić A, Kovačićek F, Valentić - Peruzović M. The response of human premolars on cyclic loadings. *J Oral Rehabil* 1997; 24:320-24.
- [18] DeHoff PH, Anusavice KJ. Shear stress relaxation of dental ceramics determined from creep behavior. *Dent Mater* 2004;20(8):717-25.
- [19] Disha V, Čelebić A, et all. Djelimične proteze retinirane mini dentalnim implantatima: veličina učinka terapije I praćenje tijekom šest meseca. *Acta Stomatol Croat*. 2018;52(3):184-192.
- [20] Ekfeldt A., Oilo G. Wear of prosthodontic materials-an in vivo study. *J Oral Rehabil* 1995;11:269-272. 20
- [21] 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.
- [22] Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
- [23] 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.
- [24]http://dental.columbia.edu/class_sites/sdas2006/class/prostho/alloys.pdf
- [25] S. Al Jabbari Y. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont*. 2014; 6(2): 138–145.
- [26]<http://www.brooks.af.mil/dis/DMNOTES/prosalloys.pdf>. Dental alloys used in Prosthodontics. Based information about metals and alloys.
- [27]<https://www.eurofins.nl/en/biopharma-product-testing-nl/medical-devices/biocompatibility/>

- [28] <https://www.dentsplysirona.com/en-ca/products/cad-cam/dental-practice.html>
- [29] http://www.medicalsintl.com/Content/uploads/Division/150819102027715~Everest_CAD_CAM_System_en_1_004_7802.pdf
- [30] <http://www.dentalcvtetic.rs/cad-cam/>
- [31] http://www.gabilabi.co.rs/cadcam_rs.html
- [32] <https://www.renishaw.com/en/dental-software-and-scanners--24222>
- [33] <https://www.poliklinikabagatin.hr/eng/Dentistry/CAD-CAM-technology>
- [34] <https://www.vecernji.hr/lifestyle/virtualno-planiranje-protetske-terapije-cad-cam-tehnologija-1222854>
- [35] <https://www.navidiku.rs/firme/cad-cam>
- [36] http://www.sfzg.unizg.hr/_download/repository/Osnove_stomatoloskih_materijala.pdf
- [37] https://www.kerrdental.com/sites/default/files/styles/product-main_image/public/TempBond-Family_o.jpg?
- [38] <https://www.slideshare.net/AkashArdeshana/infection-control-in-dentistry-37610059>
- [39] https://www.padental.org/Images/OnlineDocs/ResourcesPrograms/Practice%20Management/PDA_Infection_Control_Webinar.ppt Guidelines for Infection Control in Dental Health Care Settings - 2003 . At least one family practice doctor and a group practice have been disciplined.
- [40] <https://www.slideshare.net/DrHalaFekry/infection-control-in-dental-clinic> Nov 2, 2014. Infection control in dental clinic. 1. Infection Control In Dental Clinic; 2. Why Is Infection Control Important in Dentistry? Both patients and dental.
- [41] <https://www> Dental alloys used in Prosthodontics. Based information about metals and alloys.
- [42] Janović Z. Polimerizacije i polimeri. Zagreb: Hrvatsko društvo kemijskih inženjera i tehnologa, 1997.
- [43] Jakovac M, Babić Z. J, Ćurković L, Carek A. Kemiska postojanost dentalnih keramika u kiselom mediju. Acta Stomatol Croat. 2006; 40: 65-71.

- [44] 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.
- [45] Jerolimov V, Jagger GR, Millward PJ. Effect of the curing cycle on acrylic denture base glass transition temperatures. *J Dent* 1991; 19:245-248.
- [46] 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.
- [47] 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.
- [48] Karla Ledić. Ispitivanje optičkih svojstva zubnih keramika. Doktorski rad, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zagreb, 2015.
- [49] 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.
- [50] Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics. *J Prosth Dent* 1983;49:363-70.
- [51] 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.
- [52] Kononen M, Kivilahti J. Testing of metal-ceramic joint using scanning electron acoustic microscopy *Dent Mater* 1991;7:211-14.
- [53] Kosovel Z, Živko J, Valković V. Identification of components in prosthetic alloys by X-ray emission spectroscopy. *Acta Stomatol Croat* 1983;17:1-8.
- [54] Kovacevska G, Mijoska A. Flexible polymer dentures-contemporary solutions for superior esthetic and comfort. *Knowledge-International Journal*, Vol.30.4, March, 2019. 851-858.
- [55] Lakatos S, Rominu M, Negrutin M, Florita Z.. The microleakage between alloy and polymeric materials in veneer crowns. *Quintessence Int* 2003;34:295-300.
- [56] 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.
- [57] 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.

- [58] 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.
- [59] Marxkors R. The partial denture with metal framework. Bremen: BEGO Bremner Goldschlägerei W. Herbst GmbH & Co., 1984.
- [60] 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.
- [61] 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.
- [62] Matsumura H, Leinfelder KF. Localized three-body wear of six types of composite resin veneering materials. *J Prosthet Dent* 1993;70:207-13.
- [63] McCabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. 8th Ed. Oxford: Blackwell, 2003.
- [64] Mijoska A, G. Kovacevska. Contemporary methods for evaluation and color selection for ceramic prosthetic constructions. *KNOWLEDGE-International Journal*, Vol.30.4, March, 2019. 849-849.
- [65] Milicevic A, Goršeta K, et all. Površinska hrapavost staklenoionomernih cementa nakon primjene razlicitih tehnika poliranja. *Acta Stomatol Croat.* 2018;52(4):314-321.
- [66] Мирчев Е. „Стоматолошка технологија. Неметали, метали и средства за полнење кавитети“, „Просветно дело“, Скопје, 1993.
- [67] Mijoska A, Popovska M. Evaluation of different in vitro testing methods for mechanical properties of veneer ceramics. ПРИЛОЗИ, (CONTRIBUTIONS) Одд. мед. науки, 2015 : 36 (1): 314-77.
- [68] Mutlu G, Harrison A, Huggett R. A history of denture base materials. *QDT Yearbook* 1989; 145- 151.
- [69] Narva K. Fibre-reinforced denture base polymer. Academic Dissertation. Institute of Dentistry, University of Turku, 2004.
- [70] Natali A. Dental biomechanics. London: Taylor and Francis, 2003.

- [71] Nicholls JI, Nakanishi DR. Tensile bond strength of the veneering resins to their opaquers. *Quintessence Dent Technol* 1986;10:35-8.
- [72] 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.
- [73] Nurit Beyth, Raphael Pilo, and Ervin I. Weiss. Antibacterial Activity of Dental Cements Containing Quaternary Ammonium Polyethylenimine Nanoparticles. *Journal of Nanomaterials* Volume 2012, Article ID 814763, 6 pages, <http://dx.doi.org/10.1155/2012/814763>
- [74] Kosovel Z, Živko J, Valković V. Identification of components in prosthetic alloys by X-ray emission spectroscopy. *Acta Stomatol Croat* 1983; 17:1-8.
- [75] Ковачевска Г. Дезинфекција на отпечатоците за изработка на фиксни протетички надоместоци како превенција на терапевтскиот тим. Магистерски труд. Стоматолошки факултет, Скопје, 1990.
- [76] Klironomos Th, Katsimpali A, Polyzois G. The Effect of Microwave Disinfection on Denture Base Polymers, Liners and Teeth: A Basic Overview. *Acta Stomatol Croat* 2015;49(3):242-253.
- [77] Lauš J. Ispitivanje zatezne čvrstoće između metala i keramike. Zagreb; Stomatološki fakultet, 1995. Magistarski rad.
- [78] O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publ. Co, Inc., 1997.
- [79] O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Publ. Co, Inc., 1997.
- [80] Packham DE. Adhesion Aspects of Polymeric Coatings. Polychronakis N, Sarafianou A, et al. The influence of Thermocycling on the Flexural Strength of a Polyamide Denture Base Material. *Acta Stomatol Croat*. 2017;51(4):309-315.
- [81] Poljak-Guberina R, Čatović A, Jerolimov V, Franz M. The fatigue of the interface between Ag- Pd alloy and hydrothermal ceramic. *Dent Mater* 1999;15:417-20.
- [82] Pošavec I, Prpić V, Zlatarić K. D. Influence of Light Conditions and Light Sources on Clinical Measurement of Natural Teeth Color using Vita Easyshade Advance 4.0 Spectrophotometer. Pilot Study. *Acta Stomatol Croat*. 2016;50(4):337-347.
- [83] Powers JM, Fan PL. Color stability and aging of plastic veneering materials. *J Dent Res* 1981;60:1692-6.

- [84] Robert G. Craig, John M. Powers, John C. Watata. Dental Materials: Properties and Manipulation, 8th edition, Mosby, 2003.
- [85] 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.
- [86] Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 2 nd Ed. St Louis: Mosby-Year Book; 1995.
- [87] Smalley WM, Nicholls JI. In vitro two-body wear of polymeric veneering materials. J Prosthet Dent 1986;56:175-81.
- [88] Smith DC, Pulver F. Aesthetic dental veneering materials. Int Dent J 1982;32:223-39.
- [89] 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.
- [90] Stamenkovic D, Obradović-Đuričić K, Beloica D, i dr. Stomatološki materijali. Zavod za udžbenike I nastavna sredstva, Beograd 2003.
- [91] Stanley RH. Biological evaluation of dental materials. Int Dent J 1992;42:37-46.
- [92] 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.
- [93] 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.
- [94] Trolic M. I, Turco G, et al. Corrosion of Nicel-Titanium Orthodontic Archwires in saliva and Oral Probiotic Supplements. Acta Stomatol Croat. 2017;51(4):316-325.
- [95] Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. Quintessence Int 1991;22:377-86.
- [96] Vallittu P, Kononen M. Biomechanical aspects and material properties. U: Karlsson S, Nilner K, Dahl BA. Textbook of fixed prosthodontics, Malmo: Gothia , 2000.
- [97] Vodanović M, Sović S, Galić I. Occupational Health Problems among Dentists in Croatia. Acta Stomatol Croat. 2016;50(4):310-320.

- [98] 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.
- [99] Vojvodić D, Jerolimov V, Čelebić A, Čatović A. Bond strengths of silicoated and acrylic resin bonding systems to metal. *J Prosthet Dent* 1999;81:1-6.
- [100] Vojvodić D, Jerolimov V, Žabarović D, Lončar A. Bond Strengths of Two Dental Bonding Systems. *Milit Med* 2000;165:560-5.
- [101] 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.
- [102] Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys. A review. *J Prosthet Dent* 2000; 83:223- 34.
- [103] Waters MGJ, Jagger RG, Jerolimov V, Williams KR. Wettability of denture soft-lining materials. *J Prosthet Dent* 1995; 74:644-646.
- [104] Waters M, Jagger RG, Williams K, Jerolimov V. Dynamic mechanical thermal analysis of denture soft lining materials. *Biomaterials* 1996; 17:1627-1630.
- [105] White GE, Johnson A. *Dental technology*. London: Mosby-Wolfe, 1997.
- [106] 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.
- [107] Yesil DZ, Orbak R, Dilsiz A. Abrasion resistance of veneering materials to tooth brushing. *Dent Mater J* 2003;22:460-6.
- [108] Zalkind M, Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with post and cores. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 702-5.
- [109] Živko-Babić J. Ispitivanje promjena mikrostrukture i svojstava fiksnoprotetskih legura uvjetovanih termičkom laboratorijskom obradom. Disertacija. Zagreb: Stomatološki fakultet, 1987.
- [110] Živko-Babić J. Utjecaj topline na mikrostrukturne promjene srebro-paldijeve legure. *Acta Stomatol Croat* 1989; 23:109-19.



Проф. д-р Гордана Ковачевска, dr. sci, Катедра за Стоматолошка протетика, Стоматолошки факултет-Скопје

Дипломирала на Стоматолошки факултет во Скопје во 1981 година. Магистрирала областа на стоматолошката протетика во 1990 година, а докторирала во 1994 година на истиот факултет. Со звањето специјалист по стоматолошка протетика се здобила во 1988 година, а во 2002 година и со звањето примариус. Во својата Универзитетска кариера објавила и презентирала над 172 научно-стручни трудови во земјата и на меѓународни конгреси. Автор е на еден учебник, една книга и две скрипти. Главни области во научно-истражувачката дејност на проф. д-р Ковачевска се: претпротетичка рехабилитација, интердисциплинарни ортоимплантопротетички рехабилитации и примена на CAD/CAM технологиите при протетички рехабилитации.



Научен соработник д-р Анета Мијоска, dr. sci, Катедра за Стоматолошка протетика, Стоматолошки факултет-Скопје

Дипломирала на Стоматолошки факултет во Скопје во 1997 година, а докторирала во 2015 година на истиот факултет со дисертација на тема: „Евалвација на врската помеѓу цирконијата и порцеланските маси за фасетирање“. Со звањето специјалист по стоматолошка протетика се здобила во 2011 година. За време на својата кариера објавила и презентирала преку 90 научно-стручни трудови од областа на стоматологијата на бројни домашни и меѓународни конгреси. Коавтор е на еден учебник и Практикум за претклинички вежби. Главни области во научно- истражувачката дејност на д-р Мијоска се: претпротетичка рехабилитација, имплантопротетички реставрации, целосно керамички системи, употреба на циркониумска керамика и др.