

A close-up photograph of a dental crown or restoration on a tooth. The crown is light-colored, possibly ceramic or porcelain, and has a smooth, polished surface. It is set against a dark, textured background, likely the rest of the tooth or the surrounding gum tissue. The lighting is bright, highlighting the contours and texture of the crown.

ИВАН АНАСТАСОВ

**ДЕНТАЛНО
МАТЕРИАЛОЗНАНИЕ**

СОФИЯ
2013

вени технологии, както и от дентални материали, които вече не се произвеждат и използват. Терминологията е съобразена с популярните световно известни учебници и ръководства по дентално материалознание.

Надявам се, че учебникът ще бъде полезен на студентите и специализантите по дентална медицина и ще представлява справочник за практикуващите лекари.

Всички критични бележки и препоръки ще бъдат приети с благодарност.

Накрая искам да изразя благодарността си към моето семейство, приятели и колеги, които ме насърчаваха и подкрепяха и почитта ми към нашия Господ, Исус Христос, който ми помага с Неговата милостива Любов.

Ив. Анастасов

КЛАСИФИКАЦИЯ НА ДЕНТАЛНИТЕ МАТЕРИАЛИ

Според предназначението денталните материали се разделят на:

1. Основни дентални материали. Материали, които остават дълго време в организма като профилактично и лечебно средство. Основни дентални материали са металните сплави, пластмасовите и порцелановите материали, от които се изработват сменяеми и несменяеми протезни конструкции и obturationните материали – цименти, композиционни материали, амалгами – за постоянно възстановяване на дефектите на твърдите зъбни тъкани.
2. Спомагателни клинични материали. Материали, които престояват за кратко време в устата на пациента, не са лечебно средство, но са необходими при някои клинични етапи при изработване на протезните конструкции – отпечатъчни и абразивни материали.
3. Спомагателни лабораторни материали. Материали, които не влизат в контакт с организма и се използват предимно в зъботехническата лаборатория при технологията на протезните конструкции – восъчни, моделни и огнеупорни материали.

Според биологичните си качества основните дентални материали могат да се разглеждат като:

1. Биологично поносими – материали, които имат известно неблагоприятно въздействие върху тъканите, но то се преодолява от защитните реакции на организма. Биологичната поносимост е тясно свързана с общата и локална токсичност на денталните материали. Биологично поносими са значителна част от денталните материали – метални сплави, пластмаси, obturationни материали.
2. Биологично инертни – материали, които нямат взаимоотношение и въздействие върху тъканите на организма. Биологично инертна е денталната керамика.
3. Биологично активни – материали, които имат определено благоприятно въздействие върху оздравителните и регенеративните процеси или повишават резистентността на тъканите към болестотворни причинители. Биологично активните материали имат качествата на медикамент с дълготраен ефект. Такива са цинк-оксид-евгеноловите, калциево-хидроксидните и стъкло-йономерните цименти.

ОБЩИ ИЗИСКВАНИЯ КЪМ ДЕНТАЛНИТЕ МАТЕРИАЛИ

Основните дентални материали трябва да отговарят на следните най-обща изисквания:

1. Да притежават механични и физични качества, еднакви или близки с тези на тъканите, които възстановяват.
2. Да бъдат биологично съвместими с тъканите на организма.
3. Да не се разрушават и да запазват формата и обема си в условията на устната среда.
4. Да имат лесна и удобна технология и ниска цена.

Създадените досега дентални материали не отговарят на всички от посочените изисквания. Постигането на оптимални лечебни резултати налага комбинираното използване на голям брой материали с подходящи физични, механични, биологични и технологични качества.

СТРОЕЖ НА МАТЕРИАЛИТЕ

Материалите могат да бъдат в различно агрегатно състояние:

- Газово – когато имат малка плътност и заемат целия обем на съда, в който се намират.
- Течно – когато притежават свойството течене – молекулите им се преместват по посока на приложеното налягане и приемат формата на съда, в който се намират.
- Твърдо – когато запазват формата си при обичайни натоварвания и температура.

Според структурата си твърдите вещества се разделят на кристални и аморфни.

При кристалните вещества градивните елементи – атоми, молекули, йони – са подредени в пространствена (кристална) решетка, която представлява съвкупност от периодически подредени градивни елементи в пространството.

Ако кристалното тяло има една обща непрекъсната кристална решетка, то представлява монокристал или единичен кристал. В при-

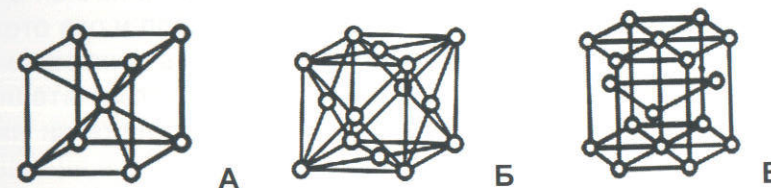
родата се срещат монокристали с твърде големи размери и тегло до стотици килограми.

Когато кристалното тяло е съставено от много монокристали, разположени един спрямо друг без определен ред, свързани с тънка прослойка от аморфно вещество, то се определя като поликристално или кристалинно вещество.

При изкристализиране във влажна среда някои кристални вещества включват определен брой молекули вода и се наричат кристалохидрати. Образоването им е свързано със значително увеличение на обема им и с поръозна структура след изпаряването на водата.

Кристалните решетки могат да имат разнообразно пространствено разположение, но според формата си се класифицират в седем вида: кубични, ромбични, моноклинни, хексагонални, тетрагонални, тригонални и триклинни.

Използуваните в денталната медицина метали и сплави имат предимно кубична или хексагонална кристални решетка (Фиг. 1).



Фиг. 1. Кристални решетки: А – кубична обемно центрирана; Б – кубична стенно центрирана; В – хексагонална

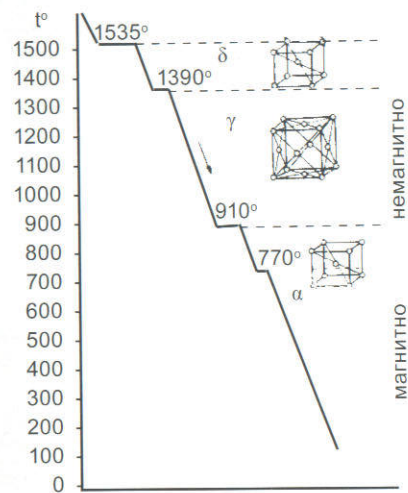
Кубичната кристална решетка може да бъде:

1. Обемно центрирана – изградена от 9 атома – по един на осемте върха на куба и един в центъра на куба. Обемно центрирана кристална решетка имат хромът, молибденът, ванадият, танталът и др.
2. Стенно центрирана – изградена от 14 атома – по един на осемте върха на куба и по един в средата на шестте стени на куба. Стенно центрираната кристална решетка е с повече атоми в единица обем. Металите с такава по-плътна атомна опаковка имат по-голяма относителна плътност и значителна корозионна устойчивост. Такава решетка имат благородните метали, никела, медта, алуминия, калая и др.

Хексагоналната кристална решетка е изградена от 12, 14 или 17 атома в зависимост от разположението и центрирането на атомите. Характерна е за кобалта, цинка, магнезия и др.

Някои кристални вещества притежават свойството да променят кристалната си решетка в зависимост от температурата им в твърдо агрегатно състояние. Явлението се нарича алотропия или полиморфизъм.

Желязото до 910 °C е в алфа(α)-модификация, има 9-атомна кубична решетка, привлича се от магнит и лесно кородира. Над 910 °C желязото преминава в гама (γ)-модификация с 14-атомна кубична решетка, не се привлича от магнит и е с висока корозионна устойчивост като благороден метал. След 1390 °C до точката на топене – 1535 °C – делта (δ)-модификацията на желязото е отново с 9-атомна решетка, предразположено към корозия (Фиг. 2).



Фиг. 2. Алотропия на желязо (по Ив. Тодоров)

Аморфните вещества нямат правилна подредба на градивните си елементи, в това отношение приличат на течностите и затова могат да се разглеждат като преохладени течности с голяма плътност и вискозитет. Аморфните вещества обикновено са термодинамично неустойчиви – нямат определена температура на топене, а при нагриване постепенно се размекват с понижаване на вискозитети си. Аморфни вещества са предимно материалите с органичен произход.

Точното разграничаване между аморфните и кристалните вещества е нереално – не съществуват съвършено еднородни и чисти кристални или аморфни вещества – в кристалните тела има аморфни участъци, а в аморфните – кристални елементи. Някои материали променят структурата си при температурни промени. Например восъците под 37 °C са подобни на кристални тела, а над 52 °C имат аморфен строеж. Фелдшпатовите порцелани при температура 1100–1200 °C са аморфни, а при охлаждане една част кристализира, като се образува левцит. Аморфните дентални стъклокерамики се подлагат на термична обработка за превръщане на част от структурата им в кристална за подобряване на механичните и физични свойства.

ФИЗИЧНИ СВОЙСТВА НА ДЕНТАЛНИТЕ МАТЕРИАЛИ

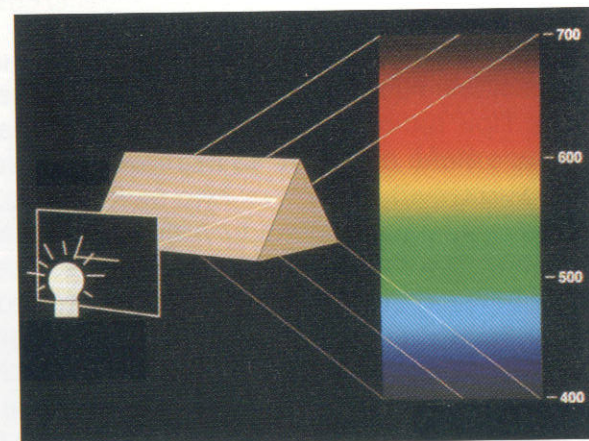
Физичните свойства, които имат практическо приложение в денталната медицина са оптичните свойства, относителната плътност, термичните свойства, имбибицията, разтворимостта, вискозитетата, мокренето и адхезията.

ОПТИЧНИ СВОЙСТВА

Оптиката (от древногръцки $\xi\tau\iota\kappa\acute{\iota}$ – поглед) е дял от физиката, изследващ поведението и свойствата на светлината.

Светлината представлява електромагнитналъчиста енергия с дължина на вълните от 380 до 760 нанометра (nm), която е видима за човешкото око и предизвиква зрително усещане, контролирано от рецептори в ретината и мозъчния център.

Бялата светлина е хетерохроматична – съдържа лъчи с всички дължини на вълните от видимата област, които се наблюдават при преминаване на бялата светлина през призма, като се образува цветна дъга (Фиг. 3).



Фиг. 3. Разлагане на бяла светлина при преминаването ѝ през призма

Цветната светлина е монохроматична с точно определена дължина на вълните от видимия електромагнитен спектър и се възприема от човешкото око като един цвят.

Едноцветна светлина се получава по два начина:

- от бяла светлина, от която чрез оптично устройство – филтър или монохроматор – се пропускат само вълни с определена честота;
- от лазерни източници. Английската дума laser е аббревиатура от Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation – усиляване на светлината от предизвикано излъчване. Лазерът е квантов генератор, източник на мощно монохроматично кохерентно светлинно лъчение, което може да премине огромни разстояния без да се разсейва и да се фокусира с голяма точност.

Оптичните свойства на материалите са резултат от взаимодействието им със светлината, възприемането ѝ от човешкото око и осъзнаването ѝ в кората на главния мозък.

Оптичните свойства с практическо значение за денталната медицина са цвят, транспарентност, опацитет, флуоресценция, опалесценция и блясък.

Цвят

Цветът е свойството на материалите да поглъщат и отразяват светлината.

Когато светлината се поглъща напълно и не се отразява, предметите изглеждат черни.

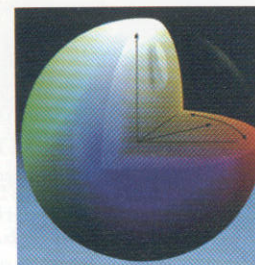
Когато спектралния състав на падащата и отразената светлина са еднакви, без промяна на цвета на отразената светлина, отражението е неселективно. При цялостно неселективно отражение на бяла хетерохроматична светлина обектите се възприемат като бели, а при облъчване с монохроматична светлина като цветни. Ако, обаче, една част от бялата светлина се поглъща, а друга се отразява неселективно, телата изглеждат сиви. Бялото, сивото и черното се определят с парадоксалното название ахроматични (безцветни) цветове.

Когато спектралният състав на падащата и отразената от обекта светлина не е еднакъв, отражението е селективно. Материалите променят спектралния състав на отразената светлина в резултат на поглъщането на някои от лъчите с определена дължина на вълните и отразяването на други от видимия електромагнитен спектър. При селективно отражение на бялата светлина обектите се възприемат като цветни с хроматични (цветни) цветове.

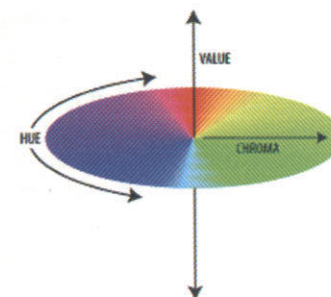
Всеки цвят както всяко тяло в природата, има триизмерна характеристика, която се представя в теориите за цветовете. Съществуват редица теории за цветовете, но за денталната практика е най-удобна и практична теорията, формулирана през 1905 г. от американския худож-

ник А. Munsell в книгата си „A Color Notation“, станала по-късно основа на колориметрията.

Според нея цветовото пространство представлява сфера, всеки цвят има определено място в нея и се характеризира с три параметъра: (Фиг. 4 и 5):

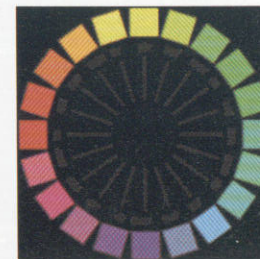


Фиг. 4. Сфера на Munsell (по VITA Zahnfabrik)



Фиг. 5. Параметри на цвета по Munsell

1. Цветови тон (цветови нюанс, англ. Hue) – напр. червен, зелен, син и т. н. Определя се от доминиращите дължини на вълните на отразената светлина. В цветовото пространство те се различават най-добре по екватора на сферата. При хоризонтален разрез през сферата цветовете се нареждат в т. нар. цветно колело, което се образува от основните (първични) цветове – червен, жълт, син и вторичните цветове, получени от смесването на съседни първични цветове – оранжев, зелен, виолетов (Фиг. 6 и 7)



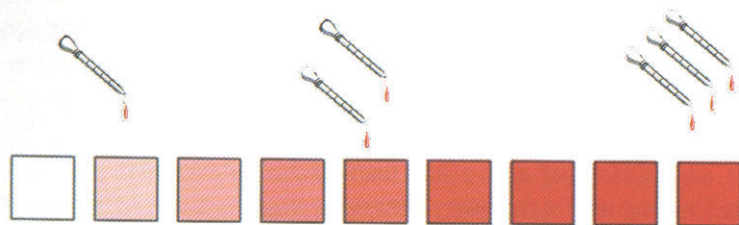
Фиг. 6. Цветно колело



Фиг. 7. Първични цветове – син, жълт и червен и вторични цветове – зелен, виолетов, оранжев

Цветовете, разположени един срещу друг в цветното колело се определят като допълващи се. Ако два допълващи се цвята се смесят в равно количество, се получава сиво, което се определя като ефект на несъвместимост. При смесването им в различни количества се запазва цветът, който е в повече, но със сив нюанс.

2. Плътност (наситеност, цветност, англ. Chroma). Определя интензитета на селективното отражение, на доминиращите отразени лъчи или количеството, концентрацията на цветовия нюанс. Малката плътност на червения цвят определяме като слабо червено, а при голяма плътност на цвета материалът е силно червен. Повишаването на плътността на цвета на даден разтвор се демонстрира с добавянето на повече капки оцветител (Фиг. 8).



Фиг. 8. При добавяне на оцветител се повишава плътността на цвета (по L. James)

В сферичното цветово пространство цветовата плътност нараства с отдалечеността от оста на сферата.

2. Яркост на цвета (англ. Value). Определя се от степента на неселективното отражение на светлинните лъчи от материала или от количеството бяло, сиво или черно в цвета. Ниската яркост се възприема като тъмен, а високата яркост – като ярък, светъл цвят. Например розовият цвят е с малка плътност на червения цвят и висока яркост,

а тъмночервеният е с голяма плътност и ниска яркост. Зъб, който белее, е с по-висока яркост от зъба, който сивее или чернее. В сферичното цветово пространство яркостта се променя по оста на сферата. На горния полюс на сферата се намира белият цвят, а на долния – чисто черният цвят. В геометричния център на сферата е разположено неутралното сиво. Всеки цвят при увеличаване на яркостта става по-бял, а при намаление на яркостта – по-черен.

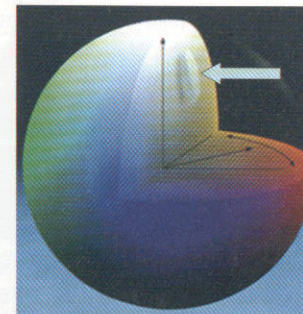
На практика всеки цвят е в резултат на селективно и неселективно отражение на светлината и може да бъде точно индексирен според трите му параметъра. Например цвета на лентата на Фиг. 9 е 5P 5/10, където 5P е средно виолетов цветови тон (P от англ. purple), 5 е яркостта, а 10 – наситеността.

Фиг. 9. Лента с цвят 5P 5/10

Понякога цветовете се определят като топли, свързващи се с топлината на слънцето и огъня – червени, жълти, оранжеви или като студени – сини, виолетови – предизвикващи асоциации с цвета на водата и леда. Това определение е на базата на субективните психофизиологични реакции на наблюдателя и трябва да се различава от друга обективна физична характеристика на цветовете – цветната температура.

В денталната практика цветът на зъбите се определя субективно и обективно.

При субективното определяне на цвета на зъбите от лекаря се изискват познания както за цветовете и техните параметри, така и артистични способности. То се основава на визуално сравнение с използването на цветни мостри – разцветки, като повечето от тях са разработени на основата на теорията на A. Munsell. Областта на цвета на естествените зъби изглежда като елипса и се разполага в сферичното пространство в областта на червено-жълтите цветове с висока яркост и малка наситеност (Фиг. 10).



Фиг. 10. Област на цвета на естествените зъби (по VITA Zahnfabrik)

Съществуват голям брой разцветки, създадени от различни производители на естетични материали, но най-популярни и най-често използвани са разцветките на германската фирма VITA Zahnfabrik.

От 1956 г. широко се използва разцветката Vita classical (Фиг. 11).



Фиг. 11. Разцветка Vita classical (по VITA Zahnfabrik)

Тя се състои от 16 мостри, като всяка от тях е индексирана с буква и номер. Буквата показва цветовия нюанс. В групата на А – мострите доминира червено-кафявия цвят, на В – червено-жълтия, на С – сивия, на D – сиво-червения. Номерът показва другите два параметъра на цвета – плътността и яркостта. С увеличаване на поредния номер мострите „потъмняват“ – повишава се плътността и се намалява яркостта на цвета.

Когато се сравнява цвета на естествен зъб с цветните мостри на разцветката Vita classical първо се определят доминиращите цветове в него – дали е от група А, В, С или D. След това се определя поредния номер според наситеността и яркостта.

Напр. Цвят А1 означава червено-кафяв нюанс с най-малка наситеност и най-голяма яркост, а цвят С4 – сив нюанс с максимална плътност и минимална яркост.

От 1998 г. се използва нова разцветка – Vita 3-D Master, при която се сравняват и трите параметъра на цвета и се нарича още тридименсионална (Фиг. 12)



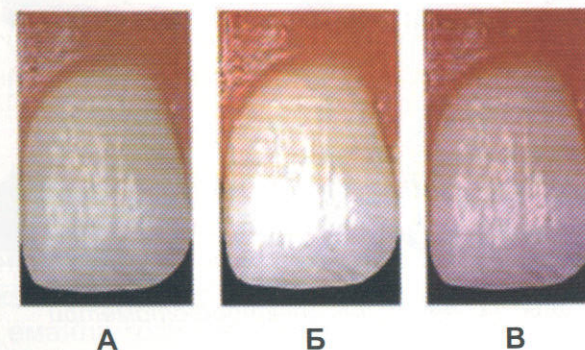
Фиг. 12. Разцветка Vita 3-D Master (по VITA Zahnfabrik)

Тя се състои от 26 мостри, като всяка от тях е индексирана с номер, буква и номер. Първият номер – от 1 до 5 – показва яркостта. Буквата означава цветовия нюанс – М – червено-жълто-сив, R – по-червен от М и L – по-жълт от М. С вторият номер – от 1 до 3 се определя наситеността на цвета. Когато се сравнява цвета на естествен зъб с цветна мостра от разцветката Vita 3-D Master, първо се определя яркостта на зъба – дали е от групата 1, 2, 3, 4, или 5, след това се преценява наситеността от 1 до 3, и третата стъпка е избора на доминиращите цветове – М, R или L.

Напр. цвят 4R1,5 означава по-червен нюанс от червено-жълто-сивия на М, малка яркост, по-голяма от 5 и по-малка от 3 и наситеност между 1 и 2. Цвят 1M1 е с най-голяма яркост и най-малка наситеност на червено-жълто-сивия нюанс на зъба.

При визуалното определяне на цвета трябва да се имат предвид някои явления, които биха довели до грешки.

Цвета на естествения зъб и на мострата от разцветката могат да се възприемат като еднакви при дадено осветление, а при друго да се различават. Това явление, при което се променя цвета на даден обект в зависимост от спектралния състав на падащата върху него светлина се нарича метамерия. Метамерията е по-често срещана при цветовете с ниска плътност и зависи от източника на бяла светлина (Фиг. 13).



Фиг. 13. Метамерия – промени в цвета на зъб при различен спектрален състав на бялата светлина: А – слънчева светлина; Б – обикновена електрическа крушка; В – халогенно осветление (по L. James)

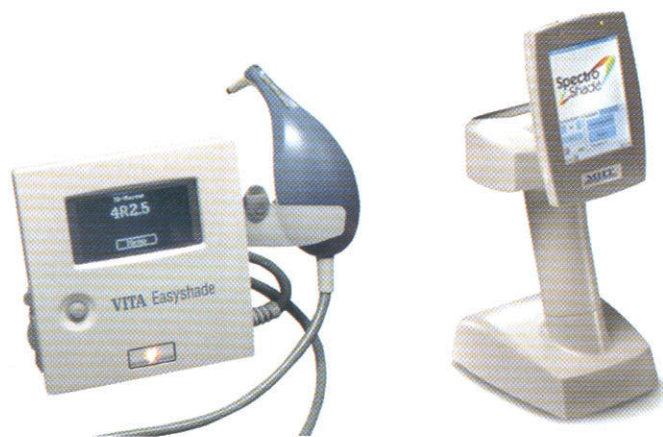
Естествената слънчева светлина при различни годишни сезони и атмосферни условия и в различни часове на денонощието, както и изкуствените източници – лампа с нагрятая жичка, халогенна, луминесцентна, диодна и др. – имат различен спектрален състав, а оттам и разлики в отражението, възприемането и определянето на цвета. За избягване на метамерията се препоръчва визуалното определяне на цвета да става на дневна светлина при ясно облачно време или на

сянка, между 10 и 16 часа. При определени обстоятелства е необходимо да сравняваме цветовете при различна светлина и да се съобразяваме с осветлението, при което пациентът прекарва по-голямата част от деня.

Зрителното възприятие и оценката на цвета на зъбите се влияе както от източника на светлина, така и големи цветни предмети – дрехи, лигавници и др. – или плоскости, намиращи се в близост до наблюдавания обект, които променят спектралния състав на бялата светлина. Затова големите предмети и стени в денталния кабинет трябва да отразяват неселективно светлината – да бъдат бели или сиви.

Изборът на цвета не трябва да продължава дълго време, тъй като интензивното стимулиране на очите от един определен цвят намалява чувствителността им – настъпва т. нар. цветова умора. При наблюдение над една минута се препоръчва гледане на зелена или синя плоскост за „отпочиване на окото“.

Обективното определяне на цвета на зъбите се провежда с дентални спектрофотометри, които се произвеждат от 2004 г (Фиг. 14).



Фиг. 14. Дентални спектрофотометри

Денталните спектрофотометри имат собствен източник на светлина, който се насочва към изследвания зъб и спектъра на отразената от него светлина се сравнява с известно спектрално отражение, заложено в паметта на апарата и съответстващо на дадена цветова мостра от разцветка. На дисплей се показва номера на мострата от разцветката. При спектрофотометричното определяне на цвета метамерията не се проявява, тъй като зъбите се облъчват винаги със светлина с еднакъв и постоянен спектрален състав.

Запазването на цвета на материалите има съществено естетично значение. Промяната на цвета на obturation и протезните кон-

струкции в условията на устната кухина е в резултат на две основни причини и се определя като екзогенно и ендогенно.

Екзотенното преоцветяване се дължи на проникване на външни багрила от храната или от развитие на микроорганизми в пори, цепнатини и грапини по повърхността на материалите. Образуването на цепнатини между разнородни материали е резултат както от разликата в коефициентите на термичното им разширение, така и от нарушаващите адхезията им механични натоварвания. Металните сплави могат да се преоцветят в резултат на корозионни процеси и да се промени естетичния вид на инкрустациите. Пластмасите абсорбират оцветени течности, а водата и киселините от слюнката разтварят и отмиват някои оцветители. Материалите без пори, с по-плътна структура и с висок блясък значително по-трудно се преоцветяват. При екзогенно преоцветяване след повърхностно абразирание и полиране материалите възвръщат първоначалния си цвят.

Ендогенното преоцветяване се дължи на вътрешна промяна на цвета – резултат на образуването на цветни съединения от някои съставки на материалите. Нереагиралата напълно остатъчна пероксидно-аминова иницираща система в пластмасовите материали с времето се оксидира и под влияние на ултравиолетовите лъчи се оцветява в кафяво, което придава жълтеникав вид на по-старите obturation. Абразирането и полирането не възстановяват цвета на материала.

Транспарентност и опакитет

Преминаването на светлината през материалите придава тяхната прозрачност или транспарентност. Зъбният email има голяма транспарентност и затова режещите ръбове на фронталните зъби изглеждат сивкави поради по-тъмния фон на устната кухина. След абразирание на emailа този сивкав вид се загубва. Материалите, които възпроизвеждат транспарентността се определят като emailови или инцизални.

Обратно качество на транспарентността е опакитетът – когато светлината не преминава през материала, а се отразява. Зъбният дентин притежава опакитет и придава основния цвят на зъба с неговия цветови нюанс, яркост и наситеност. Материалите, които възпроизвеждат опакитета се определят като опакери или замътнители.

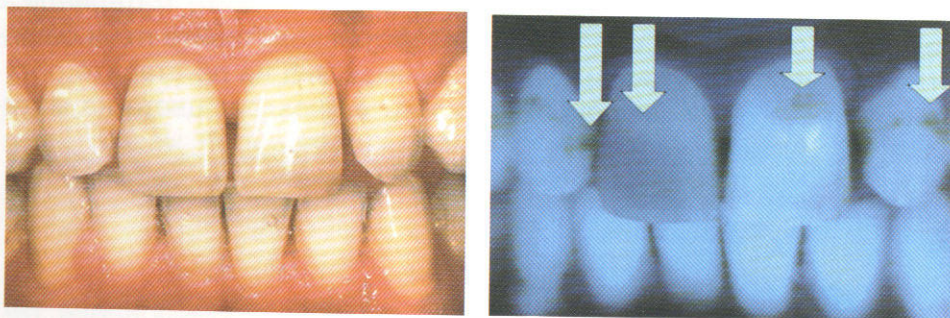
Комбинирането на прозрачни и опакерни материали създава оптично впечатление за полупрозрачност или транслуценция, подобно на използваното в бита матово стъкло. Поради транспарентността на emailа и опакитета на дентина естествените зъби като цяло изглеждат полупрозрачни или транслуцентни.

Флуоресценция

Някои ортанични вещества, наричани луминофори, имат свойството да светят при определени въздействия – нагряване, натиск, триене, облъчване с ултравиолетови лъчи и др., тъй като превръщат погълнатата от тях енергия в електромагнитно видимо лъчение.

Явлението е познато като луминесценция и според времето на светене се определя като флуоресценция, причинена от флуоресцентни вещества – светенето е кратко, докато трае въздействието или като фосфоресценция, дължаща се на веществата фосфори – светенето продължава и след прекратяване на въздействието.

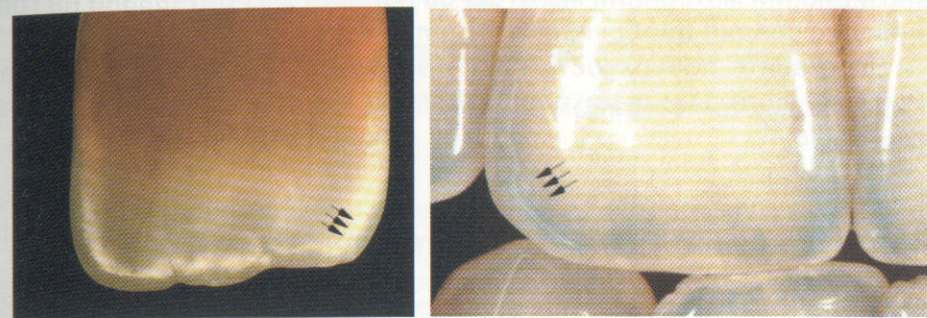
Естествените зъби при облъчване с ултравиолетова светлина флуоресцират, като излъчват синьо-бяла светлина с дължина на вълната 400–500 nm. Забелязва се особено при изкуствени светлинни източници, съдържащи повече ултравиолетови лъчи. За имитиране на флуоресценцията във високоестетичните дентални материали – порцелани, композиционни материали, изкуствени зъби – се включват луминофори – съединения на редки метали (фиг. 15).



Фиг. 15. При дневна светлина обтурациите с материали без луминофори изглеждат добре, но при изкуствени светлинни източници с ултравиолетови лъчи се различават. (по P. Magne и U. Belser)

Опалесценция

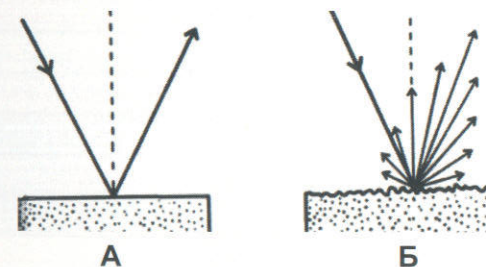
Опалесценцията създава впечатление на дъга във вътрешността на материала, като често няколко цвята – червен, жълт, зелен – се виждат едновременно. Наблюдава се в скъпоценния камък опал и е проява на интерференцията и дифракцията на светлинните вълни, причинени от вътрешни цепнатини и кухини. Естествените зъби понякога имат подобен опалов ефект поради наличието на пулпна камера, емайло-дентинова граница или дефекти на емайла, който се възприема като червенеене или синеене (фиг. 16).



Фиг. 16. Опалесценция (по P. Magne и U. Belser)

Блясък

В зависимост от съответствието между ъглите на падащата и отразената светлина от материалите отражението може да бъде дифузно, когато ъглите са различни и огледално, когато ъглите са еднакви (Фиг. 17).



Фиг. 17. Отражение на светлината:
А – огледално; Б – дифузно (по Ив. Тодоров)

При гладки повърхности преобладава огледалното отражение и обектите притежават блясък. Блясъкът повишава неселективното отражение и придава светлост на цвета, като до известна степен намалява ефекта от цветовата разлика.

Чрез блясъка се преценява визуално гладкостта на материалите, която се постига чрез полиране или глазиране.

Гладкостта се определя обективно с профилометрични методи, които измерват дълбочината на повърхностните неравности в микрометри (μm). Най-гладката естествена тъкан – емайла на зъбите има повърхностна грапавост от около 60 μm . Съвременните нанозърнести

композиционни материали могат да се полират до получаване на грапавини със средна дълбочина от 20 μm .

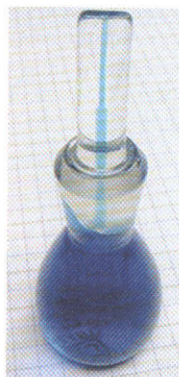
Бляскавите повърхности на материалите в устата не задържат хранителни остатъци и микроорганизми и показват високо хигиенно поддържане.

ОТНОСИТЕЛНА ПЛЪТНОСТ

Плътността на даден материал представлява масата му в единица обем и се представя като g/cm^3 .

Относителна плътност или относително тегло е съотношението между плътността на даден материал спрямо плътността на водата при температура 20 °C и нормално атмосферно налягане, която се приема за единица.

Относителната плътност се измерва лабораторно с пикнометър, който представлява стъкления, която се затваря със стъклена запушалка с капиларно каналче (Фиг. 18).



Фиг. 18. Пикнометър, напълнен с оцветена течност

Определянето на относителната плътност на твърдо тяло става по следния начин: Тялото, чиято плътност е неизвестна, се претегля на аналитична везна (m). След това пикнометърът се пълни с дестилирана вода, като излишъка от водата излиза през каналчето и се попива. Темперира се при 20 °C и се претегля (m_1). Тялото се поставя в пикнометъра и се затваря с тапата, като навън изтича вода с равен на тялото обем. Темперира се отново и се претегля (m_2).

Относителната плътност се изчислява по формулата:

$$d = \frac{m}{m + (m_1 - m_2)}$$

На табл. 1 е показана относителната плътност на зъбните тъкани и някои дентални материали.

Таблица 1. Относителна плътност на твърдите зъбни тъкани и някои дентални материали в g/cm^3

Восък	0,96
Вода	1,00
Акрилова пластмаса	1,24
Порцелан	2,4
Дентин	2,14
Емайл	2,97
Благородни сплави	14,0–18,0
Неблагородни сплави	7,0–8,0
Злато	19,3
Платина	21,45
Паладий	12,02
Сребро	10,49
Мед	8,96
Хром	7,19
Никел	8,9
Титан	4,51

Познаването на относителната плътност на денталните материали има редица практически приложения:

Чрез измерване на относителната плътност може да се установи приблизителния състав, чистотата на материала и наличието на газови шупли и дефекти в дадена протезна конструкция. С преценка на относителната плътност се различават дали дадени метални обекти са от благородна, неблагородна или титанова сплав.

Отношението между относителната плътност на два познати материала (d_1 и d_2) дава възможност за изчисляване на теглото на единия материал m , ако искаме да го заменим с другия материал, използвайки следната формула:

$$m = \frac{d_1}{d_2}$$

Така се определя необходимото количество, тежестта и цената на материала, вложен в протезна конструкция с определен обем.

Например за заместване на восъчен моделаж, който тежи 0,5 g (с $d_2 \approx 1$), е необходима 9 g благородна сплав (с $d_1 \approx 18$) или 4 g неблагородна сплав (с $d_1 \approx 8$).

За изчисляване на относителната плътност на материали с известен състав и относителна плътност на съставките им ($d_{\text{мат}}$) се прилага формулата:

$$d_{\text{мат}} = \frac{100}{\frac{A}{a} + \frac{B}{b} + \frac{C}{c}}$$

където А, В и С са процентите на съставките, а а, b и с са съответните им относителни плътности.

Плътността на металните сплави има значение при технологичния процес на леене на протезните конструкции. При отливане в огнеупорни опаковъчни материали с използване на центробежна сила сплавите с по-ниска относителна плътност изискват по-дебели отливни канали.

ТЕРМИЧНИ СВОЙСТВА

Топене

Топене е процес на преминаване на едно вещество от твърдо в течно агрегатно състояние, много често от кристално състояние с подредени градивни елементи в течно състояние, където подредеността изчезва. Точно определената за всяко кристално вещество температура, при която то се топи се нарича температура на топене (Табл. 2).

Таблица 2. Температура на топене на някои материали в °C

Благородни сплави	750–1100
Хромови сплави	1250–1450
Титанови сплави	1600–1690
Платина	1769
Злато	1063
Нискотопим порцелан	960
Кварц	1700
Пчелен восък	60–64

Според температурата на топене денталните материали се разделят на: леснотопими – до 650 °C; среднотопими – 650–1200 °C и

труднотопими – над 1200 °C. Според това се избират източниците на топлина и апаратите за термично обработване.

Загряването на аморфните тела довежда до постепенното им омекване. Полимерите при нагряване деполимеризират до мономерни молекули. Например полиметилметакрилатът при температура 275–310 °C се превръща в метилов естер на метакриловата киселина.

Топлопроводност

Разпространяването на топлината става чрез топлинно излъчване, конвекция и топлопроводност.

Топлопроводността представлява предаване на топлинна енергия между градивните елементи на телата, без те да се преместват в пространството.

Топлопроводността се представя чрез коефициента на топлопроводност (k), който показва количеството топлина в калории (cal), която преминава за секунда (sec) през материал с дължина 1 cm, с напречно сечение 1 cm², когато разликата в температурата на двата края на опитното тяло е 1 °C.

$$k = \text{cal cm/cm}^2 \text{ sec } ^\circ\text{C}$$

В зависимост от степента на топлопроводност материалите условно се разделят на топлинни изолатори – с лоша топлопроводност (керамични материали, пластмаси, вода, твърди зъбни тъкани, въздух) и топлопроводници – с добра топлопроводност (метали и метални сплави). Високата топлопроводност на металите се дължи на наличието на свободно движещи се електрони в кристалната им решетка (електронен газ). Най-добра топлопроводност има среброто. На табл. 3 са представени коефициентите на топлопроводност на твърдите зъбни тъкани и някои дентални материали.

Таблица 3. Коефициент на топлопроводност на твърдите зъбни тъкани и някои материали в cal cm/cm² sec °C

Зъбен дентин	0,0015
Зъбен емайл	0,0022
Акрилова пластмаса	0,0005
Вода	0,0013
Порцелан	0,0025
Композиционен материал	0,0026
Цинк фосфатен цимент	0,0028

Гипс	0,0031
Сребро	1,000
Мед	0,918
Злато	0,710
Цинк	0,270
Никел	0,220
Хром	0,160

Познаването на топлопроводността на денталните материали има редица практически приложения.

При лечение с обтурации и неснимаеми протезни конструкции, изработени от метални сплави върху витални зъби, голямата топлопроводност на материала създава предпоставки за термично дразнене и увреждане на зъбната пулпа при консумация на много топли и студени напитки и храни. За предотвратяване на възможни усложнения металните сплави се изолират към зъбите с цименти с ниска топлопроводност. Естетичното инкрустиране с порцелани, пластмаси и композити намалява топлопроводността на металните протезни конструкции.

При лечение със сменяеми протези добрата топлопроводност на материала, от който се изработва протезната плака, осигурява терморепцепцията на устната лигавица. Тя дава реална оценка за температурните качества на храната, подобрява комфорта в устата и по рефлекторен път предпазва лигавицата от изгаряния при консумация на горещи храни и напитки.

Добрата топлопроводност осигурява равномерно разширение на огнеупорните опаковъчни материали в технологичните процеси на отливане на денталните сплави, от значение е и при топлинната полимеризация на денталните пластмаси.

Топлинни обемни изменения

При нагряване и изстудяване материалите увеличават и намаляват обема си. В обикновени температурни граници разширението е пропорционално на температурата, но при високи температури пропорционалността се нарушава.

Топлинните обемни промени се представят чрез коефициента на термично разширение, който показва удължението на материала в $\text{mm} \cdot 10^{-6}$ при затоплянето му с 1°C . На табл. 4 са представени коефициентите на термично разширение на твърдите зъбни тъкани и ня-

кои дентални материали в температурния интервал от 20 до 50°C в $\text{mm} \cdot 10^{-6}$

Таблица 4. Коефициент на термично разширение на твърдите зъбни тъкани и някои материали в температурния интервал от 20 до 50°C в $\text{mm} \cdot 10^{-6}$

Зъбен дентин	10
Зъбен емайл	15
Титан	11,9
Стъкло-йономерен цимент	13
Нискотопим порцелан	12–14
Никел-хромово сплав	14
Злато	14,4
Златна сплав	15
Сребърна амалгама	25–30
Композиционни материали	30–70
Акрилова пластмаса	90
Моделажен восък	350

Познаването на топлинните обемни изменения на денталните материали има редица практически приложения.

Обемните топлинни изменения имат съществено значение за адхезията между материалите и тъканите. При значителни разлика в коефициентите на термично разширение при консумацията на топли и студени храни съществува опасност от налягане и разкъсване на адхезивните връзки и получаване на цепнатини.

При металокерамиката е необходимо металната сплав и порцеланът да имат сходни коефициенти на термично разширение за да не се нарушава химическата адхезия след охлаждане на протезната конструкция от температурата на синтероване на порцелана до стайна температура.

Термичното разширение на опаковъчните огнеупорни материали създава условия за компенсиране на твърдото свиване на металните сплави при изстиването им.

При моделиране трябва да се съобразяваме с големия коефициент на термично разширение на восъчните композиции.

ИМБИБИЦИЯ

Имбибицията или абсорбцията е свойство на материалите да поглъщат течности. Наблюдава се при хидроколоидните отпечатъчни материали, денталните пластмаси, композиционните материали и стъкло-йономерните цименти, които в зависимост от количеството абсорбирана течност увеличават обема и теглото си. Във водна среда имбибицията протича за няколко минути при хидроколоидите и сравнително бавно при пластмасите, където продължава до 100 дни. При последваща промяна на влажността на средата настъпва процес на изсушаване (десорбция, синерезис) със съответно намаляване на обема и теглото.

Имбибицията се измерва чрез масата на максималното количество вода, което може да бъде абсорбирано от материала с единица повърхност и се представя като водопоглъщаемост в mg/cm^2 (Табл. 5).

Таблица 5. Водопоглъщаемост на пластмасови материали в mg/cm^2 (по W. O'Brien и кол.)

Топлополимеризираща акрилова пластмаса	0,69
Студенополимеризираща акрилова пластмаса	2,08
Композиционни материали	0,66–2,63

Редуването на имбибиция и изсушаване предизвиква вътрешни напрежения и умора, които влошават механичните и физични свойства на материалите.

РАЗТВОРИМОСТ

Разтворимостта представлява намаляване на обема на материалите в контакт с течности – разтворители. Тя е причина за промяна на формата, размерите и механичните, физични и биологични качества на протезните конструкции и obturациите в устата. Разтворимостта се проявява при контакт с течните среди – разтворители в устата – слюнка, гингивална течност, дентинова течност.

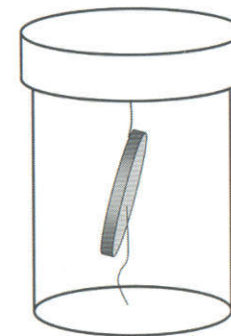
Разтворимостта на материалите зависи от редица фактори:

- Наличието и количеството на разтворимите съставки в материала;
- Химическата агресивност на разтворителите. Тя е във връзка с киселинността и наличието на бактериални протеолитични ферменти и се увеличава при лоша устна хигиена, възпалителни заболявания, общи заболявания, както и при прекомерно консумиране на кисели храни и напитки. В устата най-агре-

сивна е гингивалната течност във венечното джобче поради киселата си реакция от наличието и задържането на въглехидрати и бактерии.

- Интензивността на обмяната на разтворителя около материала – непрекъснатото обливане повишава разтворимостта;
- Големината на площта на материала, която е в контакт с разтворителя е пропорционална на разтворимостта. Затова се препоръчва по-податливите на разтваряне obturационни материали да се нанасят на максимално тънки слоеве.

Разтворимостта лабораторно се измерва като от изследвания материал се изработват дискове с определена дебелина и диаметър, които престояват в разтворителя за определено време при температура 37 °C. Например за калциево-хидроксиден цимент образците имат диаметър 20 mm и дебелина 1,5 mm (Фиг. 19).



Фиг. 19. Изследване разтворимост на калциево-хидроксиден цимент (по L. Francisconi и кол.)

Резултатите се отчитат съобразно намаляването на теглото на материала в проценти или загуба на маса в g/cm^2 (Табл. 6).

Таблица 6. Разтворимост на цименти за фиксиране на неснемаеми протезни конструкции след престой във вода за 24 часа (по W. O'Brien и кол.)

Цимент	Загуба на маса в %
Цинк-фосфатен	0,2
Цинк-полиакрилатен	0,04
Цинк-оксид-евгенолов	0,10

За имитиране на слюнката разтворителят е вода или изкуствена слюнка, на дентиновата течност е смес от дестилирана вода, глюкоза и човешка плазма и на гингивалната течност представлява слаби водни разтвори – 1/10000 – на млечна, лимонена, оцетна и др. киселини.

Разтворимостта има практическо значение за дълготрайността и биологичните качества на денталните материали. Според R. Craig и кол., обаче, липсва зависимост между резултатите, получени при лабораторни изследвания на дентални цименти и клиничните наблюдения.

ВИСКОЗИТЕТ

Вискозитетът представлява съпротивлението на материалите към течене.

При упражняване на налягане върху някои материали, предимно течности, молекулите им се преместват от по-високото към по-ниското налягане и това явление се определя като течение (англ. flow).

Теченето се ограничава от вътрешното триене или свойството на течностите да оказват съпротивление на движението вътре в самите тях. Материалите с висок вискозитет са с гъста консистенция – имат голямо вътрешно триене и трудно текат, докато материалите с нисък вискозитет са с рядка консистенция – притежават малко вътрешно триене и лесно текат.

Вискозитетът зависи от химическия състав на материалите и се намалява при повишаване на температурата. Измерва се лабораторно с вискозиметър и се представя с мерната единица центипоаз (cps) (Табл. 7).

Таблица 7. Вискозитет на някои материали (cps) в зависимост от температурата (°C)

Материал	cps	°C
Вода	1	21
Ацетон	3	21
Бензин	5	21
Кръв	10	21
Цинк-фосфатен цимент	43200	25*
	94700	18*
Цинк-полиакрилатен цимент	101000	25*
	109800	18*
Алгинат	252000	37*
Кремообразен силикон	95000	37*
Пастообразен силикон	420000	37*
Тестообразен силикон	1400000	37*

* – по R. Craig и J. Powers

Вискозитетът има съществено значение за биологичните и технологични качества на денталните материали. По-малкият вискозитет подобрява микромеханичната адхезия между материалите, тънколивкостта на сплавите, остротата на отпечатъчните материали и увеличава тъканната и капилярна проникваемост на зъбния дентин, а оттам и токсичността на obturation материалите. Някои съвременни отпечатъчни материали и цименти притежават свойството тиксотропия – при повишено налягане върху тях да намаляват вискозитета си.

МОКРЕНЕ

Мокренето е явление на граничния слой между течност и твърдо тяло и определя способността за разстилане на капка течност върху твърда повърхност.

Мокренето се обяснява със степента на кохезионните сили вътре в течността и адхезионните сили между течността и твърдото тяло. Когато адхезионните сили са по-големи от кохезионните течността добре мокри твърдото тяло и обратно – когато доминират кохезионните сили течността лошо мокри твърдото тяло.

Кохезионните сили зависят от повърхностното напрежение на течността, а адхезионните сили – от повърхностното напрежение както на течността, така и на твърдото тяло. Намаляването на повърхностното напрежение подобрява мокренето.

Степента на мокрене се представя чрез контактния ъгъл (K), образуван между повърхността на течността към твърдото тяло (Фиг. 20).



Фиг. 20. Контактен ъгъл

Когато $K = 0^\circ$ е налице пълно мокрене, при стойности на K до 90° съществува добро мокрене, а когато K е над 90° течността лошо мокри твърдото тяло.

За денталната практика интерес представлява мокренето на течните материали към твърдите зъбни повърхности, които почти винаги са влажни от слюнка, дентинова течност, гингивална течност. В зависимост от мокрещата способност към влажни повърхности материалите се определят като хидрофилни – които имат малък контактен ъгъл към влажна повърхност и хидрофобни – с голям контактен ъгъл и ло-

шо мокрят влажните повърхности. По правило материалите, които съдържат вода имат хидрофилни свойства.

От мокренето зависи прилепването между материалите един към друг и към тъканите в устата. Приложението им е често свързано с манипулации, които подобряват омокрянето – изсушаване при приложение на хидрофобни продукти и овлажняване при работа с хидрофилни материали. В някои съвременни хидрофобни отпечатъчни материали производителите добавят повърхностно активни вещества за намаляване на контактния ъгъл.

АДХЕЗИЯ

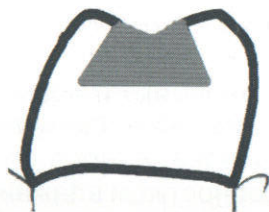
Адхезията представлява трайно свързване или залепване между различни материали и тъкани.

Според механизма на свързване адхезията се определя като механична и химична.



Механичната адхезия се осъществява чрез проникване на единия материал в ретенционни (задържащи) форми и грапавини на другия материал.

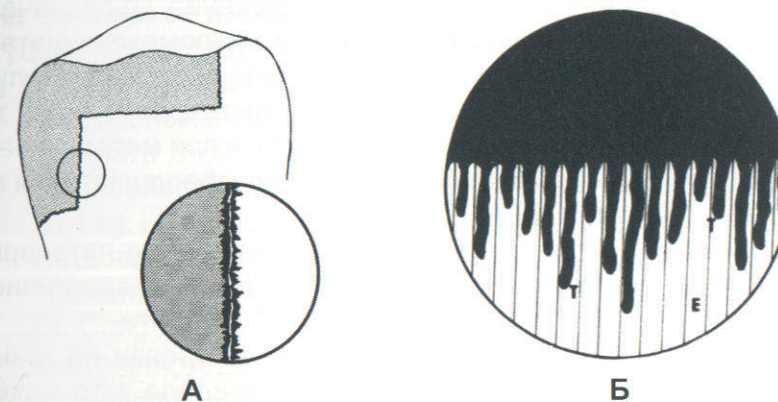
Когато ретенцията се вижда с просто око, тогава адхезията се определя като макромеханична. Подкопаните и конвергиращите стени на кавитетите осигуряват макромеханична адхезия на obturation material (Фиг. 21).



Фиг. 21. Макромеханична адхезия на obturation

Грубото награвяване и създаване на позитивни перли по повърхностите на някои материали създават условия за макромеханично свързване с други материали като напр. при естетичното инкрустиране на металните протезни конструкции с акрилови пластмаси.

Когато материалите проникват в ретенционните грапавини и пори, които не се забелязват с просто око, а само с микроскоп, адхезията се определя като микромеханична. Подобна грапавост на материалите и твърдите зъбни тъкани се получава след обработването им с абразивни и режещи инструменти, с пясъкоструйни апарати и с киселини (ецване) (Фиг. 22).



Фиг. 22. Микромеханични ретенции по твърдите зъбни тъкани: А – от абразивни инструменти, Б – след ецване (по K. Anusavice)

За подобряване на микромеханичната адхезия често се използват вещества, които лесно навлизат в микроретенциите и чувствително подобряват свързването – адхезиви или свързващи агенти. Тяхната адхезивна способност зависи от мокрещата им способност, вискозитетата и гранулометрията (големина на твърдите частички в материала).

Химичната адхезия е в резултат на адсорбция, дифузия и обмен между градивните частици на материалите – молекули, йони. Възможността за химическата адхезия между калциевият хидроксилapatит на твърдите зъбни тъкани и материалите, съдържащи полиалкеноатни киселини се осъществява чрез йонна обмяна. Химичната връзка между сплавите за металокерамика и порцелановите grund-masi е в резултат на Ван дер Ваалсови сили и в създаване на йонни метални връзки чрез обмен на електрони между тънкия и здрав оксиден слой на сплавта и металните оксиди в grund-масата.

Видът на адхезията е тясно свързана с възможността за преминаване на течности, пренасящи бактерии и кариесогенни фактори в микроцепнатина между obturation material и зъбните тъка-

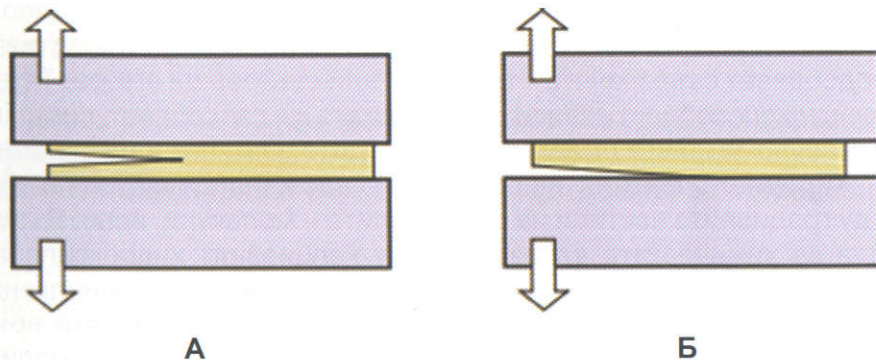
ни, която се определя като микропросмукване. При макромеханично и микромеханично свързване винаги съществува микропросмукване, докато химичната адхезивна връзка елиминира микропросмукването.

Здравината на адхезивната връзка зависи от адхезивната площ, чистотата на повърхностите, омекотящата способност на адхезивите и обемните изменения, настъпващи по време на втвърдяването на пластичните материали. Тя се измерва чрез якост на срязване или чрез якост на опън.

По принцип макромеханичната адхезия е най-здрава, след това следва микромеханичната адхезия и с най-малка здравина е химическата адхезия, въпреки че съществуват изключения. Първоначалната, непосредствено след свързването, сила на микромеханичната адхезия между твърдите зъбни тъкани и композиционните материали е 15–35 МПа, силата на химическата адхезия между твърдите зъбни тъкани и стъкло-йономерните цименти е 3–12 МПа, а при металокерамични протезни конструкции химичната връзка между фелдшпатовия порцелан и сплавта е около 50 МПа.

Трайността на адхезията зависи от механичните натоварвания, коефициента на термично разширение и модула на еластичност на различните материали, разтворимостта и имбибицията.

Разрушаването на адхезията може да се прояви на границата между различните материали и тогава се определя като адхезивна фрактура. Ако причината за разделянето се дължи на разрушаване на един от материалите, без да се нарушава адхезивната връзка, фрактурата се означава като кохезивна (Фиг. 23).



Фиг. 23. Фрактури: А – кохезивна; Б – адхезивна

МЕХАНИЧНИ СВОЙСТВА НА ДЕНТАЛНИТЕ МАТЕРИАЛИ

Механичните свойства са едно от основните изисквания към денталните материали. Възстановителните материали трябва да притежават механични качества, еднакви или близки с тези на тъканите, които възстановяват.

Протезните конструкции и obturациите ежедневно се подлагат на механичното натоварване при дъвкателния акт. Нормалната дъвкателна функция се извършва със сили от 10–30 kg, но при екстремни ситуации мощните дъвкателни мускули могат да развиват сила до 800 kg. Дъвкателната сила зависи от:

- местоположението в съзъбието. Според R. Craig и J. Powers средната стойност на дъвкателните сили при възрастен човек в областта на моларите е около 57,6 kg, на премоларите – 29,4 kg, на кучешките зъби – 21,2 kg и на резците – 15,8 kg.
- вида на храната. Средната сила при дъвчване с кътниците на бисквита е около 13,2 kg, на морков – 12,6 kg, на месо – 9,6 kg (R. Craig и J. Powers).
- състоянието на съзъбието – обеззъбявания, вид и начин на предаване на дъвкателното налягане от протезните конструкции. Така напр. средната сила при дъвчване в областта на моларите и премоларите с мостовидни протези е намалена с около 15 %, с частични протези с 50 % и с цели протези с 65 % в сравнение с интактното запазено съзъбие.
- пола, възрастта, расовата принадлежност и др.

Силата F , концентрирана на определена площ S се определя като натоварване, отбелязва се със символа сигма от гръцката азбука – σ и се измерва в паскали (Pa), мегапаскали (MPa) или гигапаскали (GPa):

$$\sigma = \frac{F}{S} \text{ МПа}$$

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$$

$$1 \text{ MPa} = 1000000 \text{ Pa} \text{ и е приблизително } 1 \text{ kg/mm}^2 \text{ или } 10 \text{ kg/cm}^2$$

$$1 \text{ GPa} = 1000 \text{ MPa}$$

Ако приемем, че е един точкообразен контакт с антагонистите е около 0,5 mm² и пациентът дъвче морков с мускулна сила около 12,5 kg, то натоварването ще бъде около 250 МПа.

За да се съпротивляват на тези натоварвания, естествените твърди зъбни тъкани и материалите, които ги възстановяват, трябва да имат достатъчни механични качества.

Всяко нарастващо механично натоварване предизвиква първо деформация и след това разрушаване на материала.

Ако деформираният материал след прекратяване на натоварването възстанови първоначалните си форма и размери, деформацията е възвратима или еластична.

Ако след прекратяване на натоварването деформираният материал не възстанови първоначалния си размер, тогава деформацията е пластична или остатъчна. Пластичната деформация винаги се предшества от еластична деформация. Затова е прието пластичната деформация да се определя като разликата между абсолютната и еластичната деформация.

Разрушаването е в резултат на разкъсване на междуатомните и междумолекулните връзки в материала.

В зависимост от натоварванията, на които са подложени по време на функция в устата, материалите се определят най-общо като недеформируеми, еластични и пластични. Напр. неснемаемите протезни конструкции и obturациите трябва да бъдат недеформируеми, ретенционните крайници на куките за задържане на частичните протези трябва да са еластични, а отпечатъчните материали да притежават пластичност.

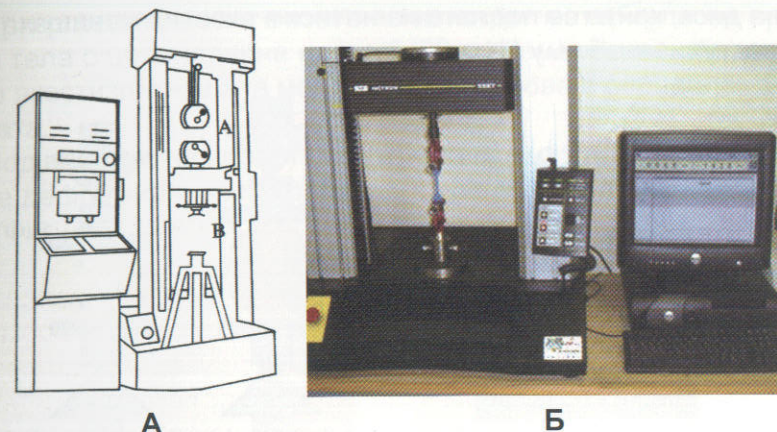
Механичните свойства показват степента на натоварване, което предизвиква деформации и разрушаване на материала и се определят от три групи качества на материалите: якост, твърдост и изнosoустойчивост.

ЯКОСТ

Якостта е съпротивлението на материала срещу деформиращо и разрушаващо натоварване.

Според начина на натоварване якостта се измерва при статично натоварване, когато натоварването се прилага постепенно и с нарастваща сила, при динамично натоварване, прилагано внезапно като удар с максимална сила и при променливо натоварване, когато натоварващата сила се променя периодично и многократно.

Измерванията при статично натоварване се провеждат с помощта на якостизпитваща машина, която произвежда сили в различни посоки и е снабдена с устройства за записване на деформациите на опитните образци в зависимост от натоварванията (Фиг. 24).



Фиг. 24. Якостизпитваща машина за статично натоварване:
А – схема; Б – якостизпитваща машина Instron

Според посоката на натоварване при статично натоварване различаваме якост на опън, на натиск, на огъване, на срязване и др.

Якост на опън

При якостта на опън се измерват натоварванията, които деформират и разрушават материалите под действието на противоположни аксиални (опъващи) сили. За определяне на якостта на опън от материала се приготвят цилиндрични опитни тела с разширени краища, наричани епруветки. Всяка епруветка се закрепва в челюстите на якостизпитващата машина и под влияние на нарастващата опъваща сила материалът се удължава, изтънява и накрая се скъсва.

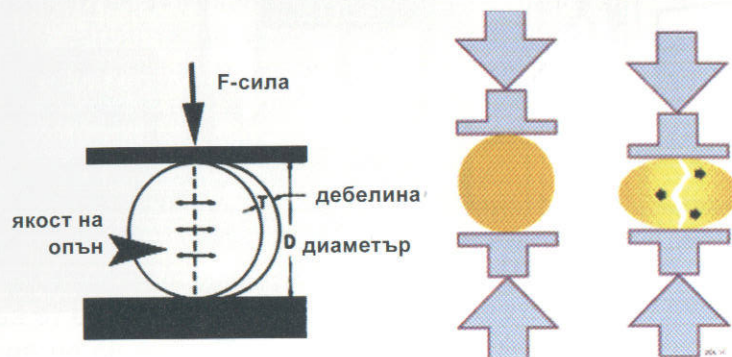
Максималната якост на опън ($\sigma_{\text{max опън}}$) се изчислява според формулата:

$$\sigma_{\text{max опън}} = \frac{F}{S} \text{ МПа,}$$

където F е силата при скъсване на епруветката в нютони, а S – напречното сечение на епруветката в mm^2 .

По този класически начин се изследват предимно металните сплави и пластмасовите материали. При крехки материали резултатите дават големи отклонения и тогава се използва индиректно определяне на якостта на опън, известно като диаметрално компресивно изследване (англ. diametral compressive test for tension или diametrical tensile strength). При него от материала се изработва опитно тяло с

форма на диск, който се подлага на натиск в якостизпитващата машина до фрактурирането му (Фиг. 25).



Фиг. 25. Диаметрално компресивно изследване

Максималната якост на опън ($\sigma_{\text{max опън}}$) се изчислява според формула съобразно приложената сила и диаметъра и дебелината на диска.

Стойностите при двата метода са съпоставими и са представени на табл. 8.

Таблица 8. Максимална якост на опън (σ_{max}) на твърдите зъбни тъкани и някои материали в МПа (по R. Craig и J. Powers)

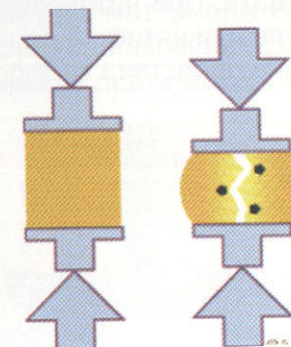
МАТЕРИАЛ	(σ_{max})
Емайл	10
Дентин	100
Композиционен материал	45
Фелдшпатов порцелан	25
Златна сплав	448
Акрилова пластмаса	80
Амалгама	66
Цинк-фосфатен цимент	8
Твърд гипс	7

Якост на натиск

При якостта на натиск се измерват натоварванията, които деформират и разрушават материалите под действието на срещуположни аксиални (смачкващи, пресоващи) сили.

При определяне на якост на натиск от материала се приготвят опитни тела с цилиндрична или кубична форма. Всеки образец се поставя в якостизпитващата машина и се пресова с определена скорост на силата.

Под влияние на нарастващата натискаща сила материалът отначало се деформира, после започва да се пропуква и накрая се разрушава. (Фиг. 26).



Фиг. 26. Изследване за якост на натиск

Максималната якост на натиск се изчислява според формулата:

$$\sigma_{\text{max натиск}} = \frac{F}{S} \text{ МПа,}$$

където F е силата в нютони, а S – напречното сечение на опитното тяло в mm^2 .

За якост на натиск се изследват obturationните, огнеупорните, пластмасовите и гипсовите дентални материали.

Таблица 9. Максимална якост на натиск (σ_{max}) на твърдите зъбни тъкани и някои материали в МПа (по R. Craig и J. Powers)

Материал	σ_{max}
Дентин	297
Емайл	384
Композиционен материал	277
Сребърна амалгама	388
Цинк-фосфатен цимент	117
Фелдшпатов порцелан	149
Твърд гипс	81
Калциево-хидроксиден цимент	8

Якост на огъване

При якостта на огъване се измерват натоварванията, които деформират и разрушават материалите под действието на срещуположни неаксиални (огъващи) сили.

Опитните тела представляват пръчки с формата на паралелепипед, които се поставят в якостизпитваща машина върху две подпори, а силата се прилага в средата. При натоварване горната половина от опитното тяло се деформира при натиск, а долната – при опъване, като резултатите дават обобщена представа за якостта на натиск и якостта на опън (Фиг. 27).



Фиг. 27. Изследване за якост на огъване

Под влияние на нарастващата огъваща сила материалът отначало се огъва, после се пропуква и счупва.

Максималната якост на огъване се изчислява според формулата:

$$\sigma_{\text{мах огъване}} = 1,5 \cdot \frac{F \cdot l}{S} \text{ МПа,}$$

където F е силата при счупване в нютони, l – разстоянието между подпорите в mm, а S – напречното сечение на опитното тяло в mm².

За якост на огъване се изследват предимно порцелановите материали (Табл. 10).

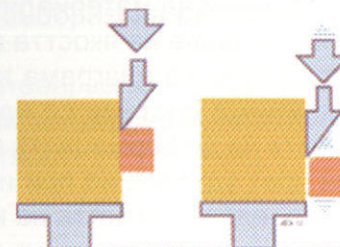
Табл. 10. Максимална якост на огъване ($\sigma_{\text{мах}}$) на някои керамични материали и твърдите зъбни тъкани в МПа

Материал	$\sigma_{\text{мах}}$
Фелдшпатов порцелан	95
Алуминиев оксид	450
Стъклокерамики	200–400
Циркониев диоксид	1000
Зъбен дентин	16–20
Зъбен емайл	65–75

Якост на срязване

При якостта на срязване се измерват натоварванията, които деформират и разрушават материалите под действието на срещуположни неаксиални (срязващи) сили.

Якостта на срязване намира приложение при изследване силите на адхезия между разнородни материали. Пробното тяло представлява два залепени един към друг материали. В якост изпитващата машина със специален клиновиден накрайник се произвеждат сили, които разрушават адхезията между двата материала (Фиг. 28).



Фиг. 28. Изследване за якост на срязване

С формула се изчислява максималната якост на срязване $\sigma_{\text{мах сряз}}$, като стойността се получава в зависимост от силата и контактната площ между двата материала. На табл. 11 е представена якостта на срязване между някои материали.

Табл. 11. Максимална якост на срязване ($\sigma_{\text{мах сряз}}$) между някои материали в МПа

Материали	$\sigma_{\text{мах сряз}}$
Емайл и стъклено-йономерен цимент	12
Дентин и стъклено-йономерен цимент	8
Емайл и композиционен материал	35
Дентин и композиционен материал	25
Сплав за металокерамика и фелдшпатов порцелан	50

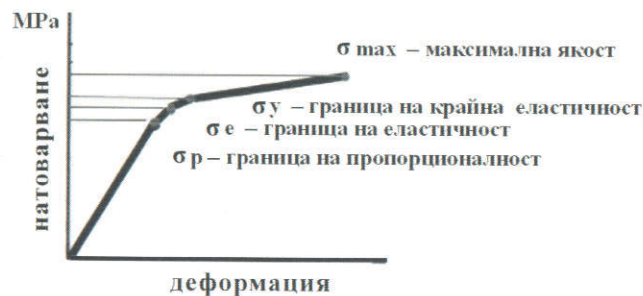
Диаграма натоварване – деформация

За денталната практика по-голямо значение има изучаването на деформациите преди разрушаване, отколкото натоварването, причиняващо разрушаване на материала.

Въпреки че протезните конструкции в устата изглеждат със запазена цялост, незабележимите промени на формата и размерите им по време на функция могат да предизвикват крайно неблагоприятни последици върху живите тъкани. Напр. еластичните деформации на мостовите тела на неснемаемите протези увреждат пародонта на зъбите-мостоносители, еластичните деформации на изкуствените коронки и obturациите разрушават адхезията им с твърдите зъбни тъкани, а пластичните деформации променят съотношението им към антагонистите.

Затова при изследване на якостта съществен интерес представляват деформационните промени на материалите.

Те се изучават при изследване на якостта при статични натоварвания и се представят графично на диаграма натоварване – деформация, където на координатната система се нанасят стойностите на натоварването и стойностите на деформацията в проценти или линейни размери, представени чрез удължение при изследване якостта на опън или скъсяване при изследване якостта на натиск (Фиг. 29).



Фиг. 29. Графика натоварване-деформация

При нарастващо натоварване върху опитното тяло в началото графиката представлява права линия до точката σ_p , която се нарича граница на пропорционалност. Тя показва максималното натоварване, до което се запазва пропорционалността между натоварване и деформация. Натоварването до σ_p се определя като област на пропорционалност, което означава, че всяко натоварване предизвиква съответна, пропорционална на него деформация.

Непосредствено до σ_p е границата на еластичност σ_e , която показва максималното натоварване, до което материалът се деформира само еластично, без проява на остатъчна (пластична) деформация. Натоварването до σ_e се определя като област на еластичност.

След областта на еластичност започва областта на пластичната деформация на материала. Тя започва от точката σ_u , която наричаме крайна еластичност (yield strength в английската литература) и

показва максималното натоварване, което причинява минимална – до 0,1–0,2 % – остатъчна пластична деформация. Ако натоварванията по време на дъвкателния акт превишат границата на еластичност, материалите променят формата и размерите си в резултат на остатъчната пластична деформация.

В края на графиката е разположена точката σ_{max} , нарича се максимална якост (на опън, на натиск или на огъване) и показва най-голямото натоварване, на което може да издържи материала преди да се разруши.

За преодоляване на деформациите трябва да се избират подходящи материали със съобразена дебелина и сечение на протезните конструкции.

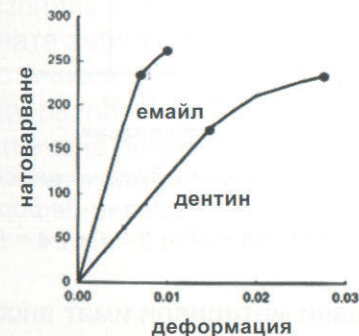
От графиката натоварване – деформация се определят редица свойства на материалите – коравост, еластичност, крехкост, жилавост, пластичност, резилентност

Еластичност и коравост

Еластичността и коравостта на материалите е качество, което показва степента на еластична деформация при натоварване в областта на пропорционалност. Еластичността и коравостта са противоположни качества (антоними) – даден материал колкото е по-корав, толкова е по-нееластичен.

Еластичността и коравостта се представят графично и математически.

Графично еластичността се представя чрез ъгъла, който правата линия на графиката в областта на пропорционалност сключва с абсцисата на координатната система. При по-малък ъгъл материалът е по-еластичен, а при по-голям ъгъл материалът е по-корав (Фиг. 30).



Фиг. 30. Графики натоварване-деформация на по-коравия зъбен емайл и на по-еластичния зъбен дентин

Математически еластичността се измерва с модула на еластичност или модул на Young – E, който е величина, показваща съотношението между натоварването и деформацията в областта на пропорционалността.

$$E = \frac{P \text{ (натоварване)}}{L \text{ (деформация)}} \text{ МПа}$$

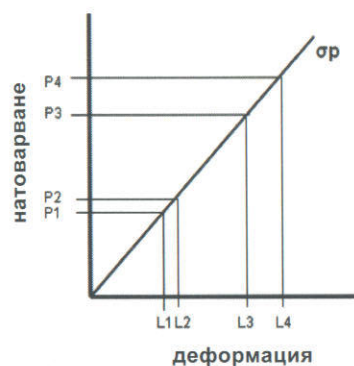
Когато деформацията се представя в проценти, формулата придобива следния вид:

$$E = \frac{P}{L} \cdot 100 \text{ МПа}$$

Ако при изследване за якост на опън един материал при натоварване от 500 МПа се удължава с 2 %, тогава неговият модул на еластичност е:

$$E = \frac{500}{2} \cdot 100 = 25000 \text{ МПа} = 25 \text{ ГПа}$$

Стойностите на натоварването P и деформацията L могат да се установят и от графиката натоварване – деформация. Всяка стойност на P до границата на пропорционалност σ_p , разделена на съответната деформация L показва еднакъв модул на еластичност (Фиг. 31).



Фиг. 31. Определяне на модула на еластичност E от диаграмата натоварване-деформация – $P1/L1 = P2/L2 = P3/L3 = P4/L4 = E$

Нееластичните корави материали имат висок модул на еластичност, а еластичните материали имат малък модул на еластичност (Табл. 12).

Таблица 12. Модул на еластичност на твърдите зъбни тъкани и някои материали в МПа (по R. Craig и J. Powers)

Материал	E
Емайл	84100
Дентин	18300
Акрилова пластмаса	2600
Златна сплав I тип	77200
Златна сплав IV тип	99300
Никел-хромов сплав	203000
Фелдшпатов порцелан	69000
Цинк-фосфатен цимент за подложка	22400
Цинк-фосфатен цимент за фиксиране	13700
Композиционен материал	16600
Сребърна амалгама	15000
Мека силиконова пластмаса	2

Модулът на еластичност има голямо практическо значение при избора на възстановителните материали в денталната практика. Използването на материали с висок модул на еластичност позволява протезните конструкции да бъдат по-тънки и фини, без опасност от увреждащите еластични деформации по време на дъвкателния акт. Плаката на една сменяема протеза от акрилова пластмаса с нисък модул на еластичност трябва да бъде с дебелина 3–5 mm, а ако е от кобалт-хромов сплав с висок модул на еластичност тя може да бъде дебела 0,5 mm, което значително подобрява комфорта в устата на пациента. Една изкуствена коронка от неблагородна дентална сплав може да бъде с минимална дебелина от 0,4 mm, докато същата коронка от фелдшпатов порцелан трябва да бъде 3–4 пъти по-дебела, което изисква значително изпиляване на твърди зъбни тъкани с потенциална опасност за виталната зъбна пулпа.

Модулът на еластичност има голямо значение за дълготрайността на адхезията между различните материали и тъкани. При разлика в еластичността при дъвчене по-еластичният материал се деформира повече от по-коравия, което предизвиква напрежения и разкъсване на адхезивните връзки.

Крежкост

Крежкостта е механично качество, което означава, че при натоварване материалът се разрушава без или с минимална еластична деформация.

На диаграмата натоварване – деформация се установява много близко разположение на границата на еластичността и максималната якост. (Фиг. 32).



Фиг. 32. Диаграми натоварване-деформация на крежки материали

Крежки материали се зъбния емайл, денталните керамики, цинк-фосфатния цимент, акриловите пластмаси, някои композиционни материали.

Жилавост

Жилавостта е механично качество, което показва необходимата енергия за разрушаване на материала.

Количеството енергия се преценява на графиката натоварване – деформация според големината на площта на полето между графиката до максималната якост и абсцисата на координатната система. (Фиг. 33).



Фиг. 33. Преценка за жилавостта според диаграмата натоварване-деформация

Жилавостта се определя и чрез показателя фрактурна жилавост. При натоварване разрушаването започва с образуване на една или много пукнатини, които нарастват и накрая нарушават непрекъснатостта и цялостта на материала. Фрактурната жилавост е съпротивлението на материала срещу разрушаване при наличие на пукнатина и се отбелязва с показателя K_{Ic} ($\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$), който количествено определя степента на натоварването, под чието въздействие определена пукнатина в даден материал започва да расте. На табл. 13 е представена фрактурната жилавост на някои материали:

Таблица 13. Фрактурна жилавост на твърдите зъбни тъкани и някои материали в K_{Ic} ($\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$)

Материал	K_{Ic} ($\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$)
Стомана	50
Титанова сплав	44–66
Фелдшпатов порцелан	0,9
Алуминиев оксид	3–5
Циркониев диоксид	10
Акрилова пластмаса	0,7–1,6
Сребърна амалгама	1,3
Дентин	3,1
Зъбен емайл	0,6–1,8

Обикновено крежките материали имат по-малка жилавост. Зъбният дентин е по-жилав от зъбния емайл, денталните сплави са по-жлави от керамичните материали.

Пластичност и резилентност

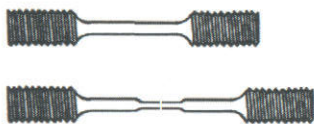
Пластичността е качество, което показва степента на пластична деформация при натоварване на материала над границата на еластичност.

При изследване на якост на опън пластичната деформация се преценява чрез удължението на пробното тяло – епруетка – след разрушаването на материала.

Математически това удължение се представя като процент спрямо дължината на пробното тяло преди натоварване, определя се като относително удължение ϵ и се изчислява по формулата:

$$\epsilon = \frac{l_1}{l_0} \cdot 100 \%$$

където l_1 е дължината на епруетката непосредствено след разкъсването и, а l_0 е първоначалната дължина на епруетката (Фиг. 34).



Фиг. 34. Първоначална дължина на епруетката и дължината на епруетката след разкъсването.

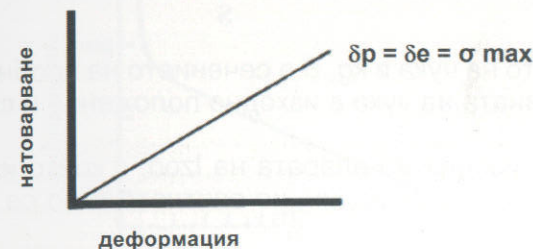
Таблица 14. Относително удължение на някои сплави в проценти

Материал	%
Чисто злато	60
Златна сплав III тип	34
Златна сплав IV тип	6.5
Никел-хромов сплав	1.1
Кобалт-хромов сплав	1.5
Желязо-хромов сплав	9

Стойността на относителното удължение дава представа за пластичността и възможността за студено оформяне на металите и сплавите – рязане, пробиване, пилене, огъване, коване, валцоване, изтегляне, щанцоване.

Материалите, които не притежават пластичност, при натоварване имат голяма еластична деформация (много нисък модул на еластичност) и се разрушават без или с минимална пластична деформация се

определят като гъвкави или резилентни. На графиката натоварване – деформация максималната якост съвпада с границите на пропорционалност и еластичност (Фиг. 35).



Фиг. 35. Графика натоварване – деформация на резилентен материал

Якост на удар

Якостта на удар е динамичен метод, при който се измерва натоварването, което разрушава материала под действието на еднократно, внезапно и максимално натоварване.

За якост на удар от материала се приготвят опитни тела като пръчки с кръгло или правоъгълно сечение. Изследването се провежда с апарат, наречен чук на Charpy (фиг. 36)



Фиг. 36. Чук на Charpy

Чукът (1) се закрепва в горно положение, а материалът се фиксира двустранно на определено място в апарата (2). Когато чукът се освободи, потенциалната му енергия се превръща в кинетична, той се завъртва около оста си, удря и счупва опитното тяло и продължава движението си с останалата част от кинетичната енергия. Според тази остатъчна кинетична енергия се съди за якостта на материала – колкото отклонението на чука е по-малко, толкова материалът е по-як.

Якостта на удар се изчислява по формулата:

$$\sigma_{\text{удар}} = \frac{F \cdot (h_1 - h_2)}{S}$$

където F е теглото на чука в kg, S е сечението на пробното тяло в mm^2 , а h_1 и h_2 – височината на чука в изходно положение и след счупването на материала.

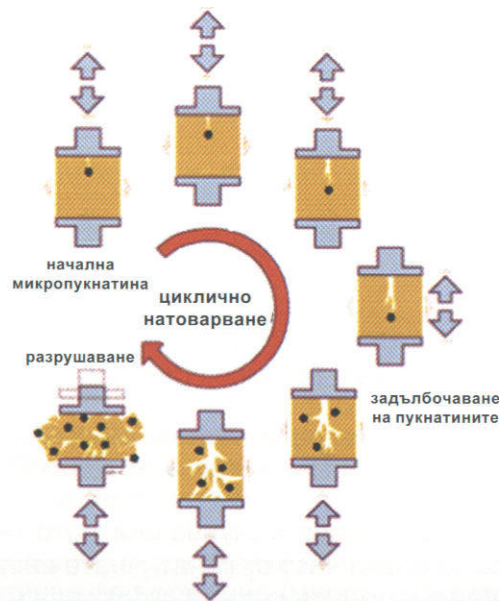
Друг метод използва апарата на Izod, с който изследването се провежда почти по същия начин, но опитното тяло се закрепва едностранно.

Якостта на удар дава ориентировъчна оценка за жилавостта на крехките материали.

Якост на умора

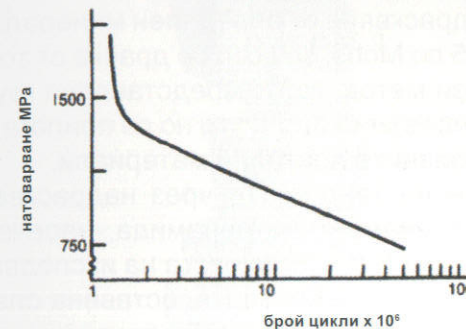
Изследването за якост на умора измерва съпротивлението на материала спрямо многократни циклични променящи се по време и сила натоварвания, всяко от които само по себе си не разрушава материала.

Според приложените сили и броя на циклите, довели до разрушаване, се съди за якостта на умора. Умората на материала се дължи на намаляването на силите на сцепление между градивните му елементи. Отначало се появяват микроскопични пукнатини, които постепенно се разширяват и задълбочават, докато под действието на минимално натоварване материалът се разрушава (Фиг. 37 и 38).



Фиг. 37. Схема за изследване на якостта на умора

Това е причината понякога протезните конструкции след време да се фрактурират без голямо натоварване при нормална функция.



Фиг. 38. Намаляване на максималната якост на пластмасов материал в зависимост от броя на циклите при променливо натоварване

За якост на умора се изследват керамичните, пластмасовите и металните дентални материали.

ТВЪРДОСТ

Твърдостта е съпротивлението на материала срещу проникването в него на друго, по-твърдо тяло.

Измерването на твърдостта става чрез две групи методи: чрез надраскване и чрез проникване.

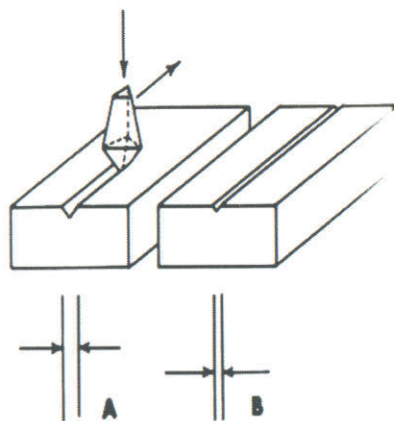
Изследването чрез надраскване се използва предимно в минералогията. През 1912 г. германският минералог F. Mohs е създал таблица с десет известни минерала, наредени според твърдостта им във възходящ ред. (Табл. 15).

Таблица 15. Таблица на Mohs

1	Талк
2	Гипс
3	Калций
4	Флуорит
5	Апатит
6	Ортоклаз
7	Кварц
8	Топаз
9	Корунд
10	Диамант

Всеки минерал може да надрасква повърхността на предшестващия. Твърдостта на изследвания материал се определя спрямо способността за надраскване от определен минерал. Например гранатът има твърдост 7,5 по Mohs, защото се драска от топаз, но не се надрасква от кварц. Този метод, който представлява груба сравнителна оценка, има ориентировъчна стойност, но се прилага при изучаване на твърдостта на абразивните дентални материали.

За определяне на твърдостта чрез надраскване се използва и апарат, снабден с диамантена пирамида, наречен микрохарактер (Bierbaum microcharacter test). Твърдостта на изследвания материал се определя от дълбочината на браздата, оставена след надраскването с диамантената пирамида при съответна притискаща сила. Подобен е и метода на Т. Turner с неговия апарат склерометър, при който твърдостта се определя от ширината на браздата, оставена от диамантената пирамида (Фиг. 39).



Фиг. 39. Определяне на твърдостта със склерометър: материалът А е по-мек от материала В

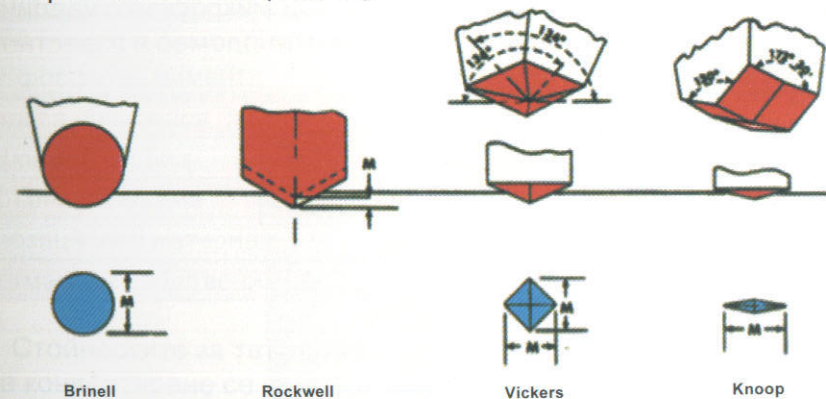
Измерването на твърдостта чрез проникване се състои в набиване на проникващо тяло със специална форма, което след преодоляване на еластичността причинява пластична деформация и оставя белег в материала. Според големината на белега и приложената проникваща сила се изчислява твърдостта в kg/mm^2 или в МПа. Приблизително 1 kg/mm^2 съответствува на 10 МПа.

За изследване на твърдостта се използват специални апарати – твърдомери, снабдени с държател за проникващото тяло, което се притиска към изследвания материал с определена сила и скорост. (Фиг. 40).



Фиг. 40. Твърдомер

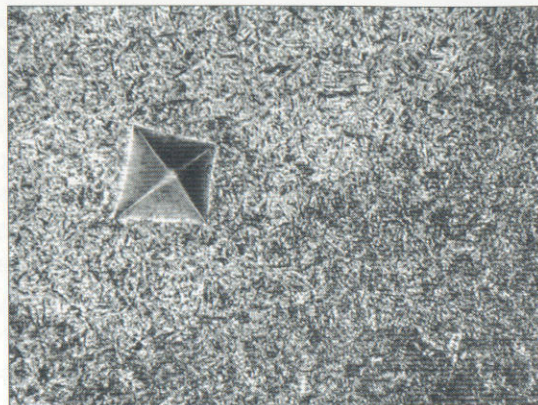
В зависимост от формата и материала, от който е изработено проникващото тяло, различаваме четири метода: на Brinell, на Vickers, на Knoop и на Rockwell (Фиг. 41).



Фиг. 41. Методи за измерване на твърдостта чрез проникване (по К. Anusavice)

При метода на Brinell проникващото тяло представлява закалена стоманена сфера с диаметър от 2,5 до 10 mm и се използва за измерване твърдостта предимно на метални сплави. Твърдостта BHN (Brinell Hardness Number) се определя след измерване на диаметъра на кръглия отпечатък в изследвания материал чрез формула или в приложени таблици.

При метода на Vickers проникващото тяло е диамантена четиристранна пирамида с ъгъл при върха 136° . Твърдостта VHN (Vickers Hardness Number) се определя от средната дължина на диаметрите на квадратния белег (Фиг. 42).



Фиг. 42. Белег при измерване на твърдост по Vickers (по W. O'Brien и кол.)

Методът на Vickers е най-широко използваният метод за изследване твърдостта на денталните материали и твърдите зъбни тъкани. При много малки обекти методът се прилага с малки проникващи сили – от 10 g до 1 kg и белегът се измерва под микроскоп с увеличение 500 пъти – изследване, провеждано с микротвърдомер и известно като микротвърдост (Фиг. 43).



Фиг. 43. Микротвърдомер по Vickers

При метода на Кпоор проникващото тяло е неправилна диамантена пирамида със специфични размери. Според дължината на дългия диаметър на ромбовидния отпечатък се определя твърдостта KHN (Кпоор Hardness Number). Методът се използва за изследване на много крехки материали, които се разрушават след притискане с други проникващи тела.

При метода на Rockwell проникващото тяло е диамантен конус или стоманена сфера. Твърдостта се определя след измерване на дълбочината на белега в изследвания материал.

Стойностите за твърдост на материалите дава ориентировъчна оценка за техните якостните свойства и износоустойчивост (Табл. 16).

Таблица 16. Твърдост на твърдите зъбни тъкани и някои материали в kg/mm²

Материал	BHN	VHN	KHN	RHN
Златна сплав I тип	70			
Златна сплав II тип	95			
Златна сплав III тип	120			
Златна сплав IV тип	220			
Порцелан		500	460	
Кобалт-хромова сплав		391		
Неръждаема стомана	170	180		
Дентин	60	68		
Емайл	408	343		
Цинк-фосфатен цимент			38	
Акрилова пластмаса	20	21		
Волфрамов карбид		1500		
Сребърна амалгама	70			
Композиционен материал			60	80
Пластмасови изкуствени зъби				93

Стойностите за твърдостта по Brinell и по Vickers са твърде близки. За конвертиране се прилага следната формула:

$$VHN = 1,05 \times BHN$$

или

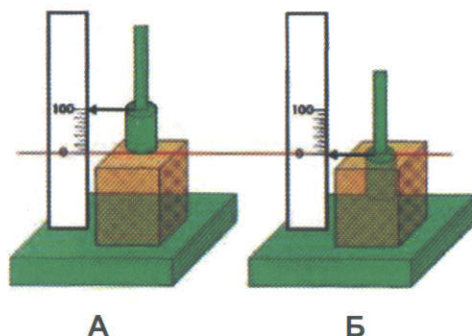
$$BHN = VHN / 1,05$$

За определяне твърдостта на високоеластични и гъвкави материали, в които проникващото тяло не може да остави белег, се използва твърдомерът на A. Shore (Фиг. 44).



Фиг. 44. Твърдомер Shore

Проникващото тяло е цилиндрично и е свързано със скала, градуирана от 0 до 100. То се притиска с определена сила в изследвания материал и се отчитат показанията на скалата (Shore A Hardness). Ако материалът е мек, проникването е голямо и стойностите са малки; ако материалът е твърд, показанията имат високи стойности (Фиг. 45).



Фиг. 45. Принцип на действие на твърдомера Shore

Методът се използва за определяне на твърдостта на еластичните дентални отпечатъчни материали.

ИЗНОСОУСТОЙЧИВОСТ

По време на дъвкателната функция възстановителните материали са в механично взаимодействие със зъбите – антагонисти. Възниква процес на триене и изтриване, като се отнема на вещество и от двете повърхности. Способността на определен материал да се съпротивлява на процеса на изтриване се нарича износоустойчивост.

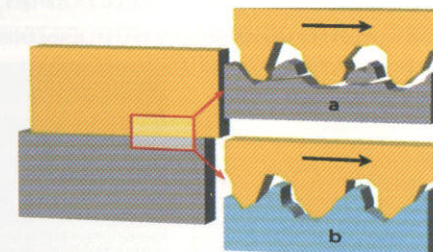
Съответно способността на един материал да предизвива изтриване на зъба – антагонист се определя като абразивност.

Изтриването зависи от многобройни фактори – състояние на повърхността (гладкост), структурна хомогенност, корозия, умора на материала, повишено натоварване, наличие на смазваща течност между триещите се повърхности (слюнка), вид на храната, вредни навици и т. н.

Физиологичната абразия на естествените зъби е около 15–30 μm за една година. Най-много се изтриват зъбите на аборигените в Австралия, които се хранят предимно с кореноплодни растения, примесени с пясък – около – 150 μm на година.

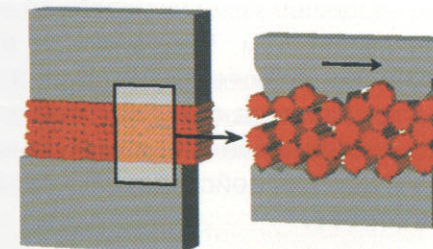
Съществуват пет различни механизма на изтриване на денталните материали. При дъвчене те се проявяват едновременно, но са изразени в различна степен в зависимост от условията в устата.

1. Абразионен механизъм 2 тела. При този механизъм най-изпъкналите частици от повърхността на едното от телата в контакт „заорават“ в повърхността на по-мекия материал (Фиг. 46). Наблюдавана под микроскоп повърхността показва множество относително успоредни линии. Класически пример за действието на този механизъм е при абразивните инструменти.



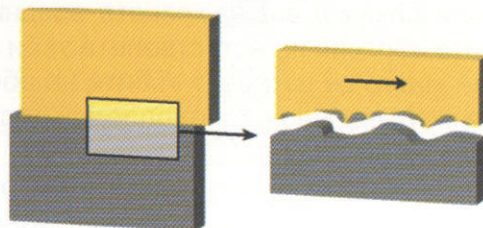
Фиг. 46. Схематично представяне на абразионен механизъм 2 тела (по JP. Lasserre)

2. Абразионен механизъм 3 тела. При този механизъм между двете триещи се повърхности има среда с абразивни частици. Пример за такъв тип механизъм е полирането с четка и абразивна паста или каша на протезните конструкции.



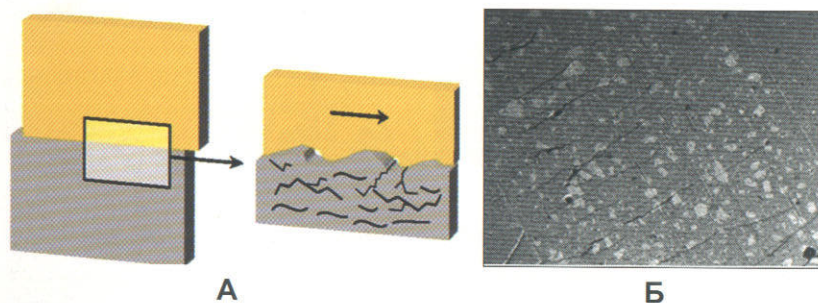
Фиг. 47. Схематично представяне на абразионен механизъм 3 тела (по JP. Lasserre)

3. Адхезивен механизъм на изтриване. При триене между две тела и при наличие на определени условия и сили възниква феномен на студено спояване между повърхностите. Вещество от едната повърхност може да премине върху другата повърхност и при последващо триене да се върне обратно или да отпадне.



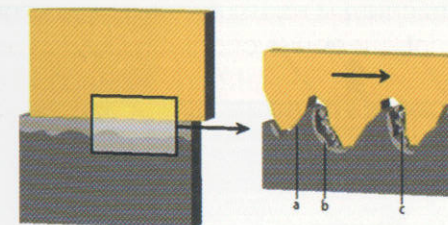
Фиг. 48. Схематично представяне на адхезивен механизъм на изтриване (по JP. Lasserre)

4. Механизъм на изтриване вследствие на умора на материала. При триене както и при многократно повтаряни удари със сила по-малка от максималната якост на материала в структурата възникват микрорупкнатини. При триене те могат да се задълбочат, свържат помежду си и заградят фрагмент, който се отделя от повърхността.



Фиг. 49. Механизъм на изтриване вследствие на умора на материала: А – Схематично представяне; Б – Микроскопска снимка на пукнатини, които на места са заградили малки фрагменти, където вече липсва материал (по JP. Lasserre)

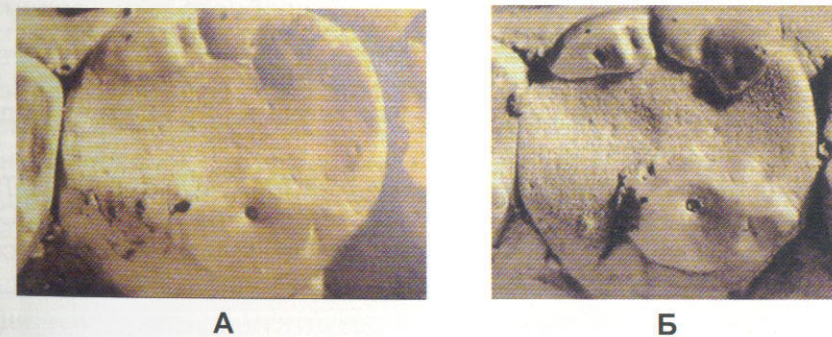
5. Трибохимичен механизъм. Проявява се върху повърхности подложени на действието на химична деградация. Размекнатата повърхност лесно бива отстранявана под действие на другите механизми на изтриване. След отстраняване на размекнатия пласт, нов слой от веществото бива изложено на действието на химичната деградация и процесът се повтаря отново.



Фиг. 50. Схематично представяне на трибохимичния механизъм на изтриване (по JP. Lasserre)

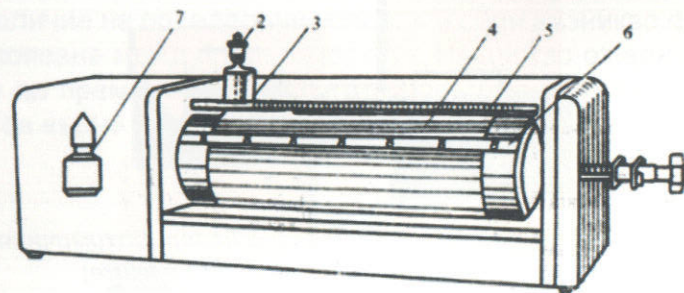
Износоустойчивостта на материалите се изследва чрез разнообразни методи – клинични наблюдения, с лабораторни апарати, с устройства, симулиращи дъвкателни движения (орални симулатори), чрез микроскопски и профилометричен анализ на абразирани повърхности. Всички основни дентални материали преди да бъдат произвеждани и предлагане на пазара биват подложени на изследвания за определяне на износоустойчивостта им.

1. Клинични наблюдения. Най-точни данни се получават от дългосрочни клинични проучвания – *in vivo* изследвания – за период от няколко години. Този метод, обаче е изключително скъп и забавя с години получаването на информация за качествата на материала (Фиг. 51).



Фиг. 51. Гипсови модели на долен молар: А – непосредствено след obturацията; Б – същият зъб няколко години по-късно с изтриване на obturационния материал (по F. Gili и кол.)

2. Лабораторни апарати. Един от популярните начини за измерване на съпротивлението срещу износване се провежда с лабораторен апарат, снабден с въртящ се цилиндър, покрит с абразивен материал – стъклена хартия (Фиг. 52).

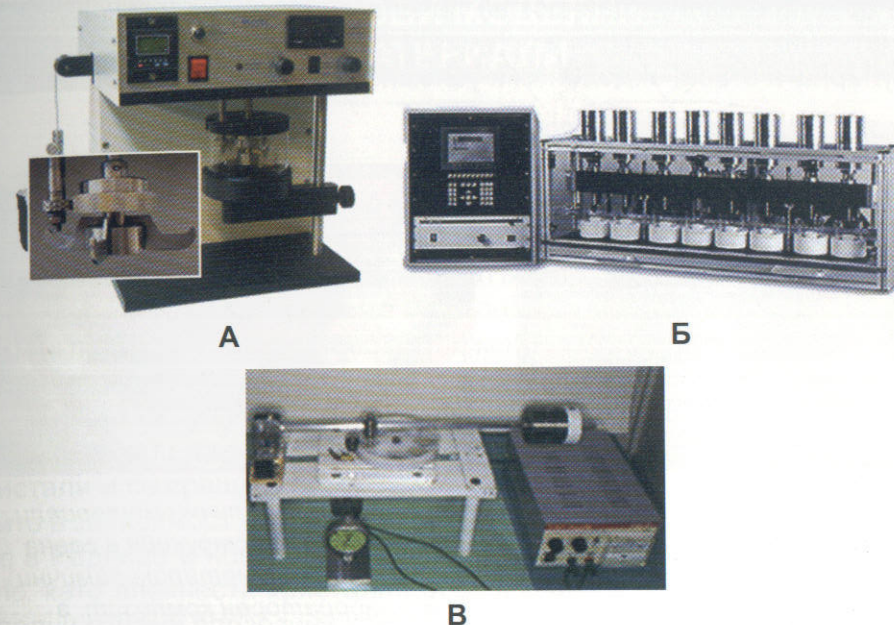


Фиг. 52. Лабораторен апарат за измерване на износоустойчивостта (по Ив. Тодоров)

Опитното тяло, чиято височина или тегло са измерени предварително, се поставя в държателя на апарата и се притиска с тежести. За да се трие материалът винаги върху свежа повърхност на абразивния материал при работа държателят с пробното тяло се премества по дължината на абразивния цилиндър. Понякога пробното тяло се облива с охлаждаща течност, тъй като повишената температура при триенето повишава изтриването и компрометира изследването.

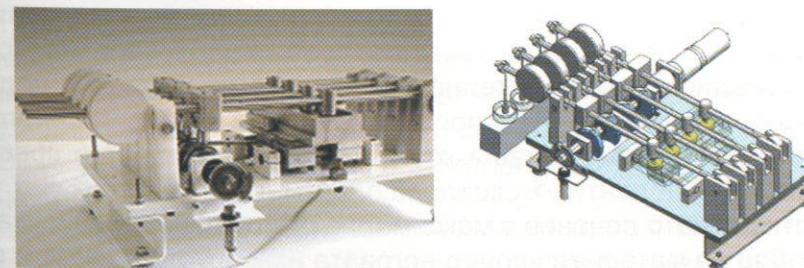
За изчисляване на износоустойчивостта се използват данните от загубата на височината или теглото на пробното тяло, площта на работната повърхност на материала, налягането при притискане, времето на изтриване, вида на абразивния материал, скоростта на въртене на цилиндъра, скоростта на преместване на държателя, вида на охлаждащата и смазваща течност.

3. Дъвкателни симулатори. Дъвкателните симулатори са устройства за механично възпроизвеждане на дъвкателния процес. С тях износоустойчивостта на материалите се установява бързо, лесно и евтино в лабораторни условия – *in vitro* изследвания. Едно изследване, проведено за няколко дни дава резултати, съответстващи на престой на материала в устата за десетки години. В света съществуват различни такива устройства – много от престижните университети, в които се преподава дентална медицина имат собствени разработки на дъвкателни симулатори. Най-известни са симулатора на университета в Амстердам (АСТА), симулатора с компютърен контрол на университета в Мюнхен, симулатора на университета в Бордо (UVSB2) (Фиг. 53).



Фиг. 53. Дъвкателни симулатори; А – АСТА; Б – на университета в Мюнхен; В – на университета в Бордо

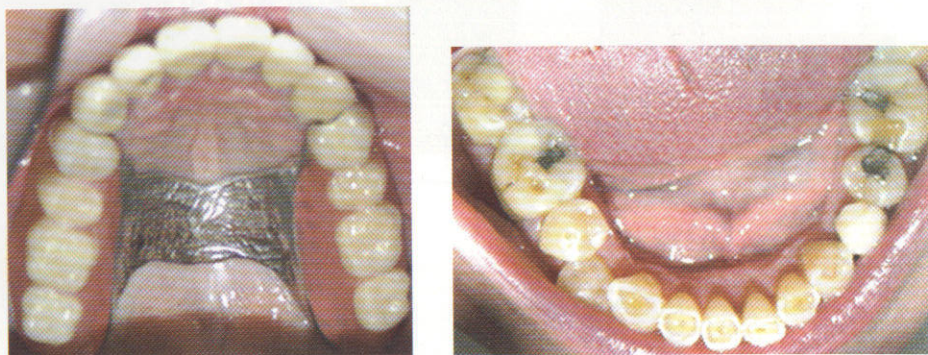
Дъвкателният симулатор на университета в София – Sophia – е разработено от Ив. Чакалов. Притежава редица предимства – възможност за точно възпроизвеждане на динамичния силов профил по време на дъвкателния процес, голям брой възможни настройки на различни механични параметри, изучаване на различните механизми на изтриване на денталните материали, промяна на изкуствената хранителна среда и др (Фиг. 54).



Фиг. 54. Дъвкателен симулатор Sophia: А – устройството; Б – 3D анимиран проект (по Ив. Чакалов)

Идеалният възстановителен материал би трябвало да притежава износоустойчивост аналогична на тази на емайла. Неадекватната износоустойчивост и абразивност на денталните материали може да

доведе до намалена трайност на лечението, промяна на формата на дъвкателните повърхности и оклузията, заболявания на темпоро-мандибуларната става, ендодонтски усложнения (Фиг. 55).



Фиг. 55. Абразивност и износоустойчивост на различни материали.

На снимката отляво е показана протезната конструкция в горна челюст – фронталните зъби са възстановени с металокерамични коронки, първите премолари са от лабораторен композит, а дистално от тях зъбите на протезата са от акрилова пластмаса.

Порцеланът е износоустойчив и изглежда непроменен, докато акриловите зъби (дистално на горната челюст) изглеждат загладени и с редуциран релеф тъй като пластмасата е с относително ниска износоустойчивост. Композитното покритие върху горните първи премолари изглежда минимално изтрито без да показва абразивност към антагонистите. На снимката вдясно се виждат естествените антагонисти на долната челюст. Фронталните зъби са значително изтрити от силно абразивния порцелан, докато дисталните са значително по-малко засегнати поради това, че контактуват с по-ниско абразивната акрилова пластмаса (по Ив. Чакалов)

Ако опитаме да сортираме най-често използваните дентални материали и твърдите зъбни тъкани според тяхната абразивност, ще получим следното приблизително подреждане по низходящ ред: неглазиран порцелан > глазиран порцелан > зъбен емайл > неблагородна сплав > благородна сплав > композиционен материал > сребърна амалгама > зъбен дентин > акрилова пластмаса.

Оптималното лечение с максимална дълготрайност изисква правилен избор на материал според неговата износоустойчивост и абразивност, функционално разпределяне на дъвкателните сили и идеално полиране на възстановяванията.

ГИПСОВИ МОДЕЛНИ МАТЕРИАЛИ

Моделните материали са спомагателни лабораторни материали, които се използват предимно за изработване на работни модели, които представляват позитивно копие на протезното поле и се получават след изпълване (отливане) на отпечатъци.

Най-често използваните моделни материали са гипсовите продукти и по-рядко и ограничено приложение имат пластмасовите и епоксидни моделни материали.

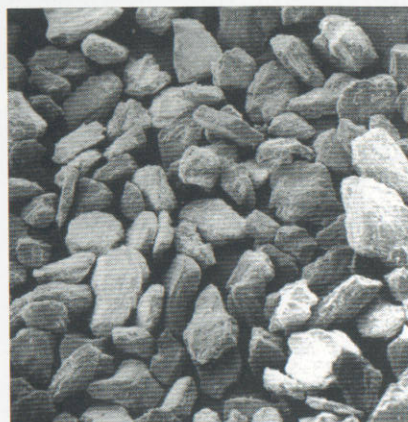
Гипсът се получава от минералния гипс, който представлява двухидрат на калциевия сулфат – $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, образуващ моноклинни кристали и се среща в природата като скални масиви – гипсов камък, който в зависимост от примесите е бял, жълтеникав или червеникав (у нас в Раднево и Кошава), като бели зърнести кристали – алабастр-гипс, като влакнести кристални образувания – порфирен гипс и като отделни големи прозрачни кристали – т. нар. Мариено стъкло.

Денталните гипсови продукти се произвеждат от подбран натрошен и смлян гипсов камък или алабастр-гипс чрез термична дехидратация, при която двухидратът на калциевия сулфат изгубва част от кристалната си вода и се превръща в полухидрат на калциевия сулфат.



При изпичане на минералния гипс в открити пещи при 110–120 °C и нормално атмосферно налягане за 24–36 часа се получава β-полухидрат с неправилни порьозни ромбични кристали и относителна плътност 2,67 g/cm³.

При нагряване на двухидрата около 125 °C в автоклав при налягане от 1,3 atm за 6 часа се получава α-полухидрат с правилни и плътни ромбични кристали и относителна плътност 2,73 g/cm³ (Фиг. 56). За подобряване на плътността на кристалите при обработката се добавя 30 % воден разтвор на калциев хлорид, който после се измива с кипяща вода.



А



Б

Фиг. 56. Микроскопски снимки на калциев сулфат – полухидрат: А – неправилни порьозни ромбични кристали на β – полухидрат, Б – правилни и плътни ромбични кристали на α – полухидрат (по К. Anusavice)

При термичната дехидратация на природни суровини крайният продукт съдържа около 90 % полухидрат, 2–6 % двухидрат, 3–6 % анхидрит на калциевия сулфат и минимално количество други примеси. Така получения гипс се смилва, пресява и опакова в херметизирани кутии или пликосе.

Висококачествени дентални α -полухидратни гипсове могат да се получат синтетично, по химически път предимно при производството на фосфорна киселина, и тогава крайният продукт съдържа само α -полухидрат без примеси.

Обработването на гипсовия прах се състои в дозиране с вода и разбъркване.

Дозирането на гипсовия прах и водата става чрез насипване или по насипна проба.

Дозирането чрез насипване се провежда по следния начин: В кристално чиста гумена паница се поставя необходимото количество вода и след това бавно и постепенно се насипва от праха, докато не остане нито свободна вода, нито ненавлажен гипс. Гумената паница не се докосва, почуква или вибрира.

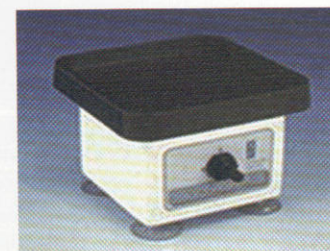
Количеството гипс, което чрез насипване се поема от 100 ml вода, без да остане нито свободна вода, нито ненавлажен гипс, се определя като насипна проба. Понякога вместо насипна проба се използва съотношението вода/прах, което показва с колко ml вода се насищат 100 g от гипсовия прах. Напр. ако 100 g прах се насищат с 60 ml вода,

съотношението е 0,6. Насипната проба или съотношението вода/прах се съобщават от производителите.

Дозирането по насипна проба е по-прецизно, но ако са известни насипната проба или съотношението вода/прах. В гумената паница се поставят претеглени количества гипсов прах, а водата се измерва с мензура според насипната проба или съотношението вода/прах.

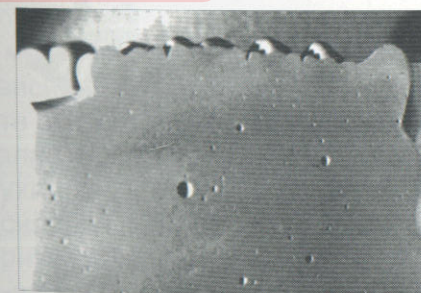
При такова дозиране на праха спрямо водата – чрез насипване или по насипна проба – се получава гипсова каша с най-удобна за работа консистенция и с достатъчно време за работа, а втвърденият гипс е със задоволителни изискванията механични качества.

След дозирането гипсовата каша се размесва с метална шпатула и кръгови движения, след което паницата се вибрира чрез почукване или се поставя върху вибрационна масичка за отстраняване на включения при разбъркването въздух (Фиг. 57). След това гипсът се отлива в отпечатъка, поставен върху вибрационната масичка.



Фиг. 57. Вибрационна масичка

При ръчно размесване е възможно да се включи въздух в гипсовата каша, което създава шупли в гипсовия модел. Те намаляват механичната якост на модела или създават неточности по повърхността гипсовата отливка (Фиг. 58).



Фиг. 58. Шупли в работните модели

Оптимално разбъркване без опасността от включване на въздух в гипсовата смес се получава при използване на вакуумни бъркалки (Фиг. 59).

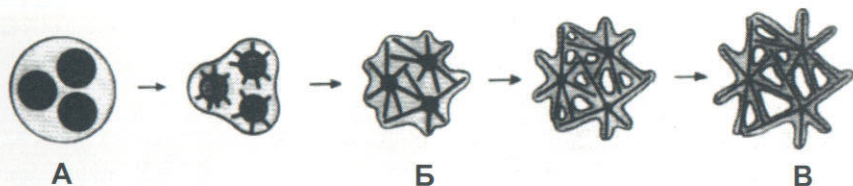


Фиг. 59. Вакуумна бъркалка

При смесване на полухидрата с вода започва екзотермична химическа реакция, при която полухидратът се превръща в двухидрат.



Причина за втвърдяването на гипса е разликата в разтворимостта на полухидрата и двухидрата. Разтворимостта на полухидрата при 20 °C е 0,9 g на 100 ml вода, а на двухидрата – 0,2 g на 100 ml вода или полухидратът е 4,5 пъти по-разтворим от двухидрата. Във водата полухидратът се разтваря до образуване на наситен разтвор, който хидратира с отделяне на топлина и започва кристализиране на двухидрата. Отначало се появяват кристални зародиши, от които се оформят двухидратни кристали, които нараствайки, образуват кристална мрежа от неразтворим двухидрат. Така по-разтворимият полухидрат кристализира в по-неразтворим двухидрат (Фиг. 60, 61 и 62).

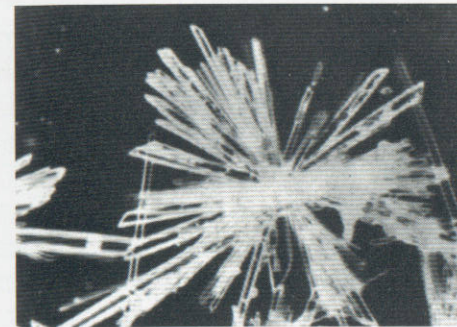


Фиг. 60. Схематично представяне на втвърдяването на гипса.

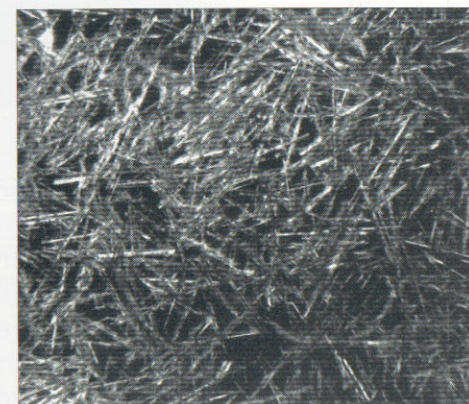
А. Кристалizacionни зародиши;

Б. Нарастване на двухидратните кристали;

В. Кристална мрежа от двухидрат (по К. Anusavice)



Фиг. 61. Растеж на двухидратните игловидни кристали около кристалizacionен зародиш (по К. Anusavice)



Фиг. 62. Кристална мрежа от двухидрат (по К. Anusavice)

При смесване на гипсовия прах с вода чрез насипване или по насипна проба по-малко от половината от водата участва в химическата реакция за превръщане на полухидрата в двухидрат. Останалата част нереагирала, свободна вода остава включена в междукристалните мрежи на двухидрата. След завършване на химическата реакция в зависимост от обема на гипса, влажността и температурата на околната среда тази вода се изпарява и се образуват въздушни междукристални пространства – пори. Втвърденият гипс представлява порьозен двухидрат, чиито качества зависят от количеството на порите. Когато насипната проба е по-висока или съотношението вода/прах по-ниско, порите са по-малко и механичните качества на втвърденият гипс са по-високи.

Скоростта на химическата реакция има практическо значение и се измерва, като се определя времето на втвърдяване на гипса с начален и краен момент. При разтварянето на полухидрата гипсовата смес за определено време представлява течлива суспензия със сравнител-

но малък вискозитет, който позволява оптимално изпълване и оформяне на отпечатъка и това време се нарича манипуляционно време.

С възникване на двухидратните кристали вискозитетът рязко се увеличава и тогава се регистрира началното време на втвърдяване. При растежа на кристалите гипсовият модел трябва да остане в покой, защото всяко негово преместване или опит за оформяне води до напукването му. Когато гипсът се втвърди значително в резултат на образуването на двухидратната кристална мрежа се отчита крайното време на втвърдяване (Фиг. 63). След това гипсът продължава да се затвърдява поради изпаряване на свободната междукристална вода.



Фиг. 63. Схема на втвърдяването на гипса във времето

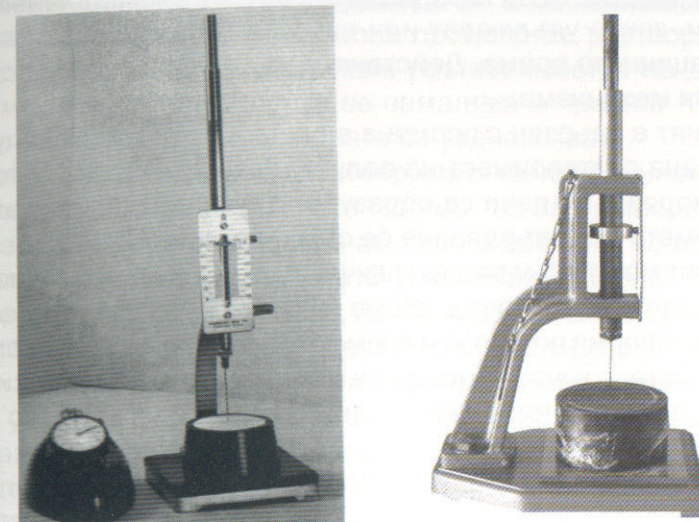
От практическа гледна точка интерес представлява манипуляционното време, което представлява времето за работа (англ. working time). То започва от края на времето за разбъркване (англ. mixing time) и завършва с началното време на втвърдяване (англ. initial setting time), в който гипсовата каша има оптимален вискозитет и консистенция, позволяващи безпроблемно отливане на работния модел. След изтичане на манипуляционното време повишения вискозитет на гипсовата каша не позволява по-нататъшно отливане. Колкото е по-дълго началното време на втвърдяване, толкова по-продължително е манипуляционното време.

Между началното време на втвърдяване и крайното време на втвърдяване (англ. final setting time) гипсът е ронлив и лесно се напуква. В този период от време гипсовият модел трябва да остане в покой – да не се премества или да се правят опити за оформянето му.

След крайното време на втвърдяване гипсовият модел може да се премества, оформя и по-късно по преценка да се освободи от отпечатъка.

Определянето на времето на втвърдяване става чрез инструментални и емпирични методи.

При инструменталните методи се използват апарати, наречени игли, които имат поставка с гумен пръстен с височина 5 см, който се запълва с гипсова каша, рамо с канюла, в която се плъзга стоманена игла с определена тежест и линейка, регистрираща движението на върха иглата (Фиг. 64).



Фиг. 64. Игли за определяне времето на втвърдяване на гипсовите материали (по К. Anusavice)

При метода на Vicat се използва игла с диаметър 1 mm и тежест 300 g, която се пуска през 15 sec от началото на разбъркването в гипсовата смес на различни места, движейки ръчно паничката със сместа. Когато върхът на иглата не достига до дъното на пръстена се отчита началното време на втвърдяване. Когато иглата прониква до 1 mm в гипсовата повърхност се отбелязва крайното време на втвърдяване.

Подобен е начина на работа по метода на Gilmore, използващ игла с диаметър 1,06 mm (1/24 от инча) и тежест от 453,9 g (1 фунт).

При емпиричния метод гипсовата каша се излива върху стъклена плочка и през 15 sec с моделажно ножче се тегли черта в гипса. През манипуляционното време тя се затваря при почукване на плочката. Когато чертата се запази, се отчита началното време, а когато гипсът се чупи около разреза се регистрира крайното време на втвърдяване на гипса. Според Ив. Тодоров при сравняване на този метод с метода на Vicat за един и същ изследван гипс се получава разлика от 30 sec, което няма особено практическо значение.

В практиката началният момент на втвърдяване или края на манипуляционното време се установява, когато блестящата гланцова повърхност на гипсовата каша се изгуби и става матова. Крайното време на втвърдяване настъпва, когато са налице т. нар. белези за втвърдяването на гипса: гипсът са затопля; при стриване между пръстите не се размазва, а се рони; чупи се с ясен звук, като фрагментите запазват ръбовете си и могат да се сглобят.

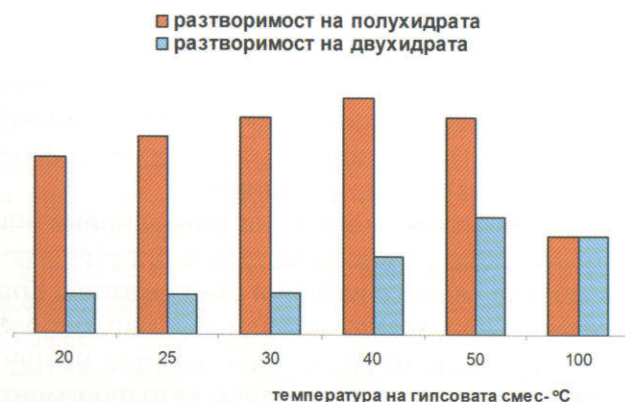
Върху скоростта на химическата реакция оказват влияние редица фактори, които удължават или скъсяват времето на втвърдяване и манипулационното време. Действието на тези фактори се свежда до два основни механизма:

Първият е свързан с промяна в разтворимостта на полухидрата. При повишена разтворимост на полухидрата пренасищането на разтвора се ускорява, по-рано се образуват двухидратни кристални зародиши и времето на втвърдяване се съкращава.

Вторият механизъм засяга количеството на кристализационните зародиши. Когато те са повече в обема на сместа, кристалната двухидратна мрежа се оформя по-бързо и времето на втвърдяване се намалява.

Факторите, с които може да се промени скоростта на химическата реакция, а оттам и на манипулационното време и времето за втвърдяване на гипса са следните:

1. **Съотношение вода/гипс.** При смесване на гипса с по-голямо количество вода се получава бавно насищане на разтвора, образуват се по-малко зародиши в дадения обем гипсова каша и времето на втвърдяване се удължава. Този фактор не трябва да се използва, защото се променя дозировката между гипсовия прах и водата и значително се понижават качествата на втвърдения гипс.
2. **Едрозърненост на праха.** Когато полухидратните частици са по-малки количеството на кристализационните зародиши е повече и времето на втвърдяване се намалява. Бавно втвърдяващ се гипс (normal setting) се получава след пресяване на гипсовия прах през сито с 900 отвора на 1 cm^2 , а бързо втвърдяващ се (fast setting) – след пресяване през сито с 4900 отвора на 1 cm^2 .
3. **Температура на гипсовата смес.** Тя влияе на разтворимостта на полухидрата и двухидрата (Фиг. 65).



Фиг. 65. Разтворимост на калциевия полухидрат и калциевия двухидрат в зависимост от температурата на гипсовата смес

С повишаване на температурата до 37°C се повишава разтворимостта на полухидрата с минимална промяна на разтворимостта на двухидрата. Над 37°C се увеличава разтворимостта на двухидрата, разтворимостта на полухидрата се намалява и при 100°C разтворимостта на полухидрата и двухидрата се уеднаквяват.

Когато разликата между разтворимостта на калциевия полухидрат и калциевия двухидрат е най-голяма, тогава реакцията на хидратация е най-ускорена. Затова най-късо е времето на втвърдяване когато температурата на гипсовата смес е около 37°C . Тази температура се постига при смесване на прах със стайна температура – около 23°C и вода с температура около 50°C . Всяко понижение под 37°C или повишение над 37°C на температурата на гипсовата смес води до удължаване на времето на втвърдяване. За максимално удължаване на манипулационното време при дозирането се използва студена вода.

4. **Времетраене и скорост на разбъркване.** При продължително и интензивно разбъркване на гипса първоначално образувалите се кристални зародиши се раздробяват и умножават, което ускорява двухидратната кристализация и времето на втвърдяване се съкращава. Ако във водата попаднат двухидратни кристали, когато се използва отпадна вода от гипсореязачка или непочистена от втвърдени частици гипс гумена паница, времето на втвърдяване се скъсява поради допълнителното увеличаване на броя на кристализационните зародиши.

5. **Начин на съхраняване.** При съхраняване на гипсовия прах на открито хигроскопичният полухидрат се овлажнява от водните пари във въздуха. Такъв гипс се втвърдява бавно, защото на повърхността на полухидратните частици се образува изолиращ, по-трудно разтворим слой от двухидрат, който намалява тяхната разтворимост.

6. **Регулатори на химическата реакция.** Те се разделят на ускорители и забавители.

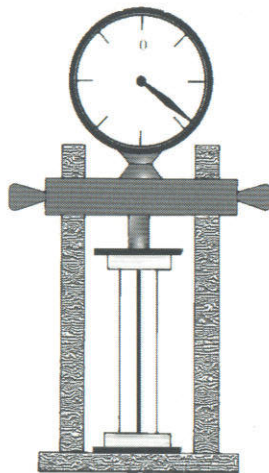
Ускорителите представляват соли – хлориди, сулфати, нитрати, флуориди, които в определени концентрации увеличават разтворимостта на полухидрата, без да променят разтворимостта на двухидрата. Най-често използвани ускорители са калиевият сулфат до 4 % и натриевият хлорид до 2 %.

Забавителите в определени концентрации намаляват разтворимостта на полухидрата или подтискат двухидратната кристализация. Калиевият сулфат над 4 %, натриевият хлорид над 2 %, боракса, винената киселина, захарта, алкохола и някои колоиди (хидроколоидни отпечатъчни материали, кръв, слюнка) удължават времето на втвърдяване.

Образуването на кристалохидратната мрежа е свързано с обемно разширяване на гипса. Степента на разширение зависи предимно

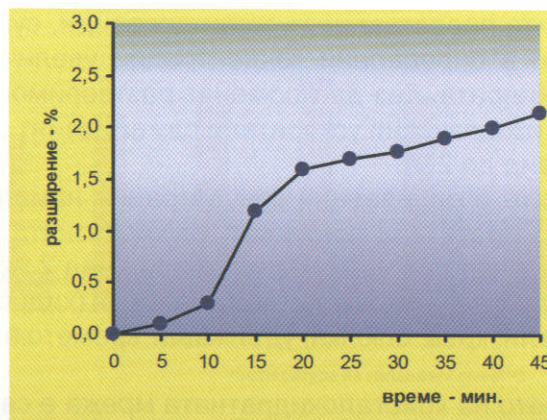
от количеството на кристалните зародиши – когато са малко на брой кристалната мрежа става по-едра, защото отделните кристали при растежа не си пречат помежду си, включват повече междукристална вода и разширението е по-голямо. Затова гипсовете с по-малка насипна проба имат по-голямо разширение. Прибавката на някои химикали от производителите модифицират обемните изменения. Напр. натриевият хлорид увеличава, а бораксът намалява разширението.

Разширението на гипса се измерва с устройство – дилатометър, състоящо се от разглобяем метален цилиндър (муфа) с дължина 100 mm и часовников микрометър с точност до 0,01 mm (Фиг. 66).



Фиг. 66. Схема на дилатометър (по Хр. Кисов)

Цилиндърът се сглобява, изпълва се с гипс и към повърхността му се фиксира и занулява микрометъра. Обемните изменения се регистрират през 5 min и резултатите се нанасят на координатна система (Фиг. 67).



Фиг. 67. Разширение на моделен гипс (по Хр. Кисов)

Разширението на денталните гипсовите продукти е ценно качество – чрез компенсиране на свиването на отпечатъчните материали се получават работни модели с максимално висока точност. Разработените на основата на пластмаси, композити, епоксидните смоли и цименти моделни материали, въпреки високите си механични качества се свиват при втвърдяване, задълбочават обемните изменения на отпечатъците и не се получават точни работни модели.

Механичните качества на гипсовите материали зависят от качеството на суровините, вида на полухидрата, наличието на модификатори, грижливото съхраняване и правилното дозиране. Те се измерват предимно чрез якост на натиск, която дава представа за твърдостта и устойчивостта при абразирание.

Затвърдяването е в резултат на образуването на двухидратната кристална мрежа във водна среда – мокро (химическо) втвърдяване и вследствие изсушаването на гипса в зависимост от неговия обем и температурата и влажността на околната среда – сухо затвърдяване. Успоредно с изпаряването на водата протича и бавна химическа реакция с оформяне на малки двухидратни кристалчета, които се свързват с първоначално образувалите се по-големи кристали. Сухото затвърдяване е най-интензивно при температура на околната среда над 25 °C и през първите 24 часа, когато якостните качества на гипса се повишават 2–3 пъти и продължава до 3 месеца. Правилно е моделите да се оставят достатъчно дълго време за затвърдяване, преди да се работи с тях.

Производителите често прибавят към праха специални комбинации от ускорители и забавители за увеличаване на якостта, ограничаване на разширението и регулиране на времето на втвърдяване.

При по-малка насипна проба и при неправилно дозиране с включване на повече вода в гипсовата смес крайният продукт е с повече пори и е по-мек. Дълготрайното разбъркване намалява твърдостта поради разрушаване на образуващата се кристалохидратна структура.

Денталните гипсови материали трябва да отговарят на следните изисквания:

1. Възможност за възпроизвеждане на най-фините детайли на отпечатъка, което зависи от мокренето, едрозърнеността на праха и вискозитета на сместа.
2. Разширение, компенсиращо обемните изменения на съответните отпечатъчни материали.
3. Достатъчни механични качества според специфичното им предназначение.
4. Цвят, различаващ се от този на отпечатъчните материали и различаващ различните видове гипсови материали.

Според качествата си денталните гипсовите материали се разделят на 5 типа или класа (Табл. 17).

Таблица 17. Дентални гипсови материали

тип (клас)	вид на полухидрата	насипна проба	съотн. вода / прах	якост на натиск МПа след 1 час	разширение %
1 отпечатъчен	бета	140–170	0,6–0,7	6	0,15
2 обикновен	бета	170–200	0,4–0,5	12,5	0,3
3 моделен	алфа	330	0,3	31	0,2
4 твърд	алфа	450	0,2	45	0,1
5 твърд	алфа	450	0,2	45	0,3

Отпечатъчният гипс е бета-полухидратен с прибавени пълнители за понижаване на якостта и намаляване на разширението и ускорители за съкращаване на времето на втвърдяване. Използува се като отпечатъчен материал.

Обикновеният, наречен още бял зъботехнически гипс е бета-полухидратен, най-евтин, с голямо разширение и се използва за опаковане на подлежащи на топлинна полимеризация акрилови пластмаси и други зъботехнически приложения.

Бета-полухидратните гипсови материали имат възпроизводимост на детайли около 50 μm .

Моделният гипс представлява алфа-полухидрат с подходящи модификатори за повишаване на якостта и намаляване на разширението. Използува се за работни модели.

Алфа-полухидратните твърди гипсове с много плътни полухидратни кристали позволяват значително увеличаване на насипната проба, а оттам и якостта на крайния продукт. С включване на допълнителни химикали се регулира степента на разширение. Твърдите гипсове от 4 и 5 тип имат висока цена и се използват за отливане на детайли от работни модели.

Алфа-полухидратните гипсови материали имат възпроизводимост на детайли около 20 μm .

Бета-полухидратните гипсове могат да бъдат допълнително затвърдени чрез запълване на порите на гипса или чрез покриване на гипсовите повърхности с по-твърди вещества.

При прибавяне на 20 % боракс към праха се получава гипс с удължено време на втвърдяване, но със значително повишена твърдост, наречен мраморен гипс.

Разбъркването на гипса с 8 % воден разтвор на стипца ($\text{KAl}(\text{SO}_4)_2 \cdot 12\text{H}_2\text{O}$), с намагнетизирана през магнитно поле вода и с вода-преситен разтвор на калциев сулфат – анхидрид увеличава якостта на втвърдения продукт.

Запълването на междукристалните въздушни пространства се постига чрез изваряване на гипсовите модели в парафин, глицерин, стеарин.

Сухата гипсова повърхност се затвърдява чрез трикратно намазване с калциев двухлорид и покриване с тънък пласт водно стъкло (натриев силикат), които образуват по повърхността на гипса твърди калциеви и натриеви силикати.

МОДЕЛАЖНИ ВОСЪЧНИ МАТЕРИАЛИ

Моделажните восъчни материали са спомагателни лабораторни материали. Представяват смеси от естествени и синтетични восъци, парафинови въглеродороди и оцветители.

Почти всички протезни конструкции се изработват по метода на восъчното елиминиране. Първоначално те се моделират от моделажни восъчни материали върху работни модели от гипс или огнеупорен опаковъчен материал. Восъчната протеза се опакова с гипс или огнеупорна маса. След това восъкът се отстранява с топла вода или изгаряне и формата се изпълва с пластмаса или метална сплав.

Восъците представляват смеси от естери на висши мастни киселини с висши алкохоли, свободни мастни киселини и алкохоли, въглеродороди и др. Неразтворими са във вода и студен алкохол, но се разтварят в органични разтворители. Восъците са термопластични материали – при стайна температура са твърди, при нагряване се пластифицират и се топят при температури от 40 до 105 $^{\circ}\text{C}$, като близо до температурата на топене имат малък вискозитет.

Моделажните восъчни материали трябва да отговарят на следните по-важни изисквания:

- При стайна температура те трябва да са твърди, но не и крехки.
- При затопляне да стават пластични, да могат да се режат и моделират, без да лепнат по ръцете и инструментите.
- Да запазват формата и обема си при промяна в температурата на работната среда.
- Моделажните восъци, когато ще се заместват с пластмаса, трябва да имат температура на топене 70–80 $^{\circ}\text{C}$, за да се измиват с гореща вода, а когато восъчната протеза ще се отлива от метална сплав трябва да изгарят без остатък.

Моделажните восъчни материали са композиции от восъци, които се подбират в зависимост от тяхната твърдост, температура на омекчаване и топене, пластичност и лепливост, коригиращи вещества и оцветители. За получаването им се използват естествени – растителни, животински и минерални – и синтетични восъци.

Пчелният восък представлява жълта до кафява маса, която се получава от восъчните жлези на пчелите и се добива чрез стопяване на пчелни пити. Омекчава се при 37 °C, а се топи при 60–65 °C. При изобелване на суровия жълт восък (Cera flava) се получава бял пчелен восък (Cera alba). Пчелният восък намалява на температурата на пластифициране на восъчните материали, улесняващо моделирането.

Карнаубовият восък е твърда и крехка жълтокафява маса, която се получава от листата на бразилска палма. Топи се при 80–90 °C и се използва за повишаване на твърдостта и температурата на топене на восъчните материали. Поради високата си цена се замества със синтетични восъци или с монтанов восък.

Монтановият восък е твърда тъмнокафява маса с температура на топене 80–90 °C. Получава се от битумни въглища. Използува се вместо скъпия карнаубов восък. При охлаждане има сравнително малки обемни изменения и затова е един от най-често използваните изходни продукти.

Парафинът се получава при дестилацията на нефта и представлява смес от твърди високомолекулни ненаситени въглеводороди. Мекият парафин се топи при 36–50 °C, а твърдият при 50–60 °C. Използува се за подобряване на пластичността и за коригиране на температурата на топене на восъчните материали.

Церезинът представлява рафиниран озокерит (земен восък) с температура на топене от 70 до 90 °C, който се получава при производството на бензин. Повишава твърдостта на восъчните материали.

В естествените восъци винаги има примеси, които, въпреки рафинирането, променят качествата на различните доставки. Постоянни свойства и висока чистота имат синтетичните восъци, които се получават по химичен път чрез синтез на полимери с ниско молекулно тегло, въглеводороди и естери. Полиетиленовите полимерни восъци с молекулно тегло от 2000 до 4000 се топят при около 100 °C и повишават здравината на восъчните материали. Заедно с полиизобутиленовите восъци, които имат малко топлинно свиване, те се включват във восъчните композиции вместо карнаубовия восък. Етиленгликоловите восъци с температура на топене от 37 до 63 °C намаляват вискозитета, улесняват пластифицирането и се употребяват вместо пчелния восък.

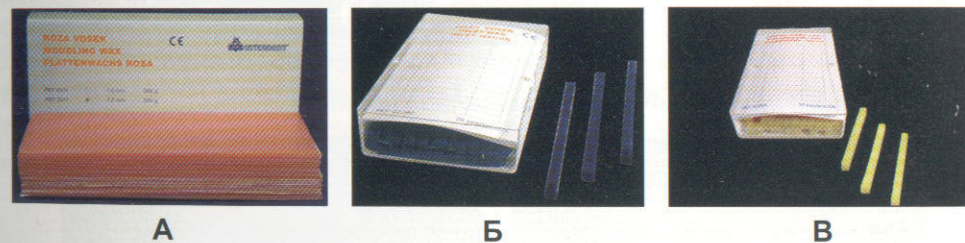
Коригиращите вещества придават специфични качества на восъчните композиции. Твърдите мазнини – с температура на топене

около 40 °C – стеарин, глицериди, силиконови масла намаляват лепливостта на восъците и придават гладка повърхност на моделираните повърхности. Резинатите представляват соли на метали със смолисти киселини, получават се чрез обработване на колофон с метални оксиди и имат температура на топене около 140 °C. Включват се във восъчните материали за повишаване на температурата на топене за работа през лятото или в тропичен климат.

Пълнителите намаляват топлинните обемни изменения на восъчните материали, но повишават сухия остатък след изгарянето им. Най-често се използва цинков оксид. При восъците, с които се моделират протезни конструкции, които ще се отливат от метална сплав, сухият остатък не бива да бъде повече от 0,1 %. В противен случай отливката ще има чужди включения и дефекти.

Оцветителите в много малки количества служат за различаване на восъчните материали с различно предназначение и качества и улесняване визуализирането на подробностите на модела. Използуват се предимно органични багрила, които изгарят без остатък.

Моделажните восъчни материали се предлагат в различни форми и цветове в зависимост от предназначението им (Фиг. 68).



Фиг. 68. Восъчни материали: А – розов восък, Б – син восък; В – леплив восък

Розовият восък представлява правоъгълни плаки с дебелина 1–2 mm и се използва за моделиране на протезни конструкции, които ще се изработват от розова пластмаса. Когато съдържа 80 % парафин, 20 % пчелен восък и оцветител има температура на топене около 55 °C и се определя като зимен или мек. Когато съдържа 87 % парафин, 12 % церезин, 1 % калциев резинат и оцветител има температура на топене около 60 °C и се определя като летен или твърд.

Синият и зеленият восъци се предлагат като пръчици, ланцети или тънки плаки и се използват за моделиране на протезни конструкции, които ще се отливат от метални сплави. В зависимост от състава и температурата на топене се разделят на два типа: I тип с температура на топене около 80 °C за директно моделиране в устата, обикновено

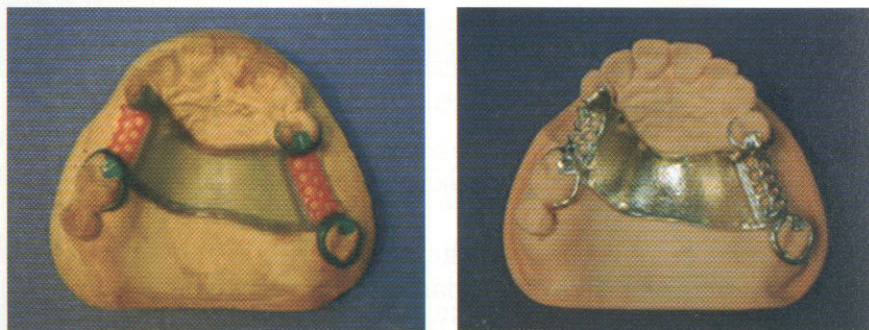
оцветен в зелено и II тип с температура на топене около 70 °C за моделиране върху гипсови модели, оцветен в синьо.

Белият восък се използва за моделиране на протези, които ще се изработват от бяла пластмаса за имитиране на цвета на естествените зъби. Има подобен на синия восък състав, но не съдържа оцветители поради опасност от промяна на цвета на пластмасата.

Профилните восъци представляват фабрично изработени восъчни елементи на протезни конструкции с различна форма – като куки, бюгели, мрежи, награвени плаки, елементи от мостовидни протези, восъчни отливни щифтове и пр. – и различен цвят – син, зелен, червен. Произвеждат се от восъчни композиции с голяма пластичност и температура на топене около 65–70 °C. Използват се предимно при технологията на моделното лееие (Фиг. 69 и 70).



Фиг. 69. Профилни восъци



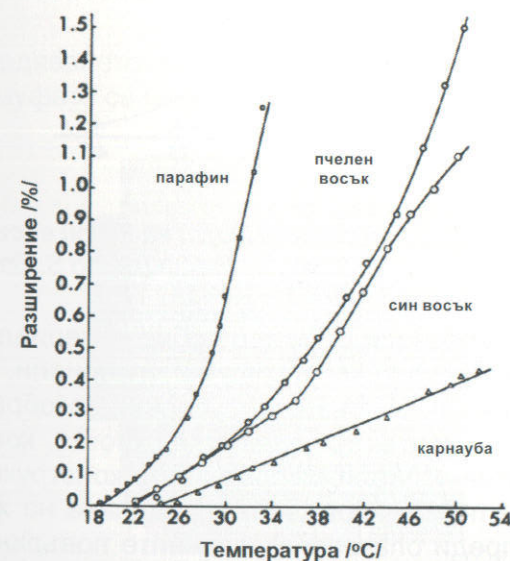
Фиг. 70. Моделно лееие: А – восъчна протеза, моделирана с профилни восъци; Б – отлята от кобалт-хромова сплав моделно лята протеза

Лепливият восък се употребява за временно залепване на гипсови и пластмасови счупени фрагменти и за свързване на метални части, които ще се припоаяват. Предлага се като блокчета или пръчки с температура на топене около 80 °C. Състои се основно от пчелен

восък и колофон. При стайна температура е твърд и крехък, а при директно нагряване на пламък са запалва.

Свойствата на восъчните материали зависят до голяма степен от промените в структурата им. Обикновено над 52°C тя е аморфна, под 37°C – кристална, като в този интервал се извършва кристализационен процес. При моделиране на восъците в кристална структура се появяват вътрешни напрежения, които придават известна еластичност и тенденция за последваща обратима деформация. Когато една восъчна плака много слабо са затопли (под 37°C) и извие, тя започва да се изправя, стремейки се да възвърне първоначалното си положение. Ако се потопи в студена вода, еластичността изчезва, но при затопляне отново се наблюдава. Подобна проява на вътрешните напрежения създават опасност от деформация на восъчните протезни конструкции по време на съхраняване и при опаковането им в гипс или огнеупорни опаковъчни материали. Отстраняването на създадените вътрешните напрежения след студено моделиране се извършва чрез темпериране на восъчните конструкции при 37 °C за 10 min или чрез допълнителното им загряване. При топло моделиране (над 37°C) вътрешни напрежения не се създават.

Поради големия коефициент на термично разширение восъчните материали при топло обработване се свиват. Значително е агрегатното свиване – при преминаване от течно в твърдо състояние, което достига до 5 %. Свиването, свързано с промяна на структурата им, е най-голямо в температурния интервал между 40 и 50 °C, като в зависимост от състава на восъчния материал е около 0,5 до 1,5 %. Най-малки обемни изменения имат синтетичните и растителните восъци (Фиг. 71).

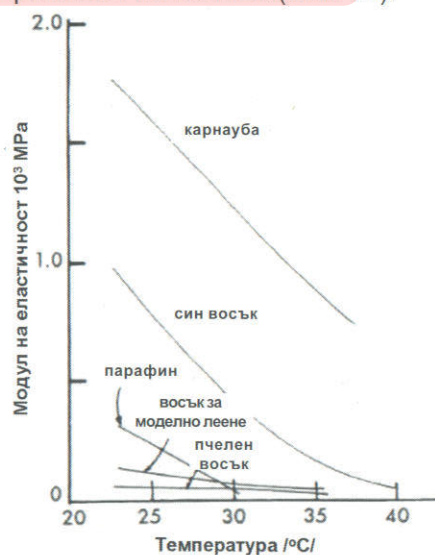


Фиг. 71. Обемни изменения на восъците (по S. Bayne)

Свиването се ограничава, когато моделирането се провежда при възможно най-ниска температура, а разтопяването на восъците трябва да се избягва.

Теченето на восъчните материали се проявява като пластична деформация при незначително натоварване, дори и под влияние на собствената им тежест. Когато една плака восък се фиксира само в единия край, тя започва да се огъва. Теченето се измерва със степента на пластична деформация в проценти при определена сила и време на натоварване. Зависи от състава и температурата на восъчния материал и при приближаване до температурата на топене значително се увеличава. Нежеланата деформация вследствие на течене се избягва когато моделираните протезни конструкции се съхраняват на хладно място, особено през лятото.

Механичните свойства на восъчните композиции – якост и твърдост – зависят от състава. От температурата им зависи модула на еластичност, измерен при якост на натиск (Фиг. 72).



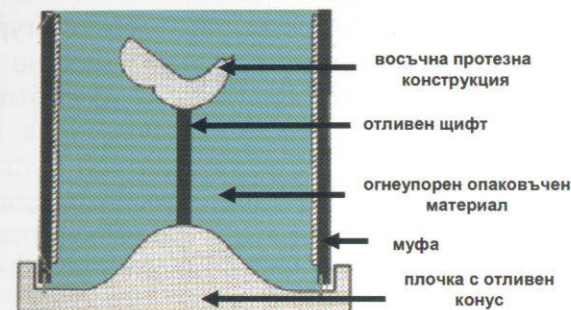
Фиг. 72. Модул на еластичност на някои восъци в зависимост от температурата им (по S. Bayne)

Восъчните композиции са хидрофобни материали. При опаковането им с гипс или огнеупорни опаковъчни материали, които представляват водни суспензии, се създават условия за образуване на въздушни мехурчета по контактните им повърхности, които по-късно се превръщат в позитивни перли по протезните конструкции. За намаляване на повърхностното напрежение, придаване на хидрофилност и добро омекряне преди опаковане восъчните повърхности трябва да се измиват със студен спирт или с повърхностно активни вещества – напр. разтвор от течни перилни препарати.

ОГНЕУПОРНИ ОПАКОВЪЧНИ МАТЕРИАЛИ

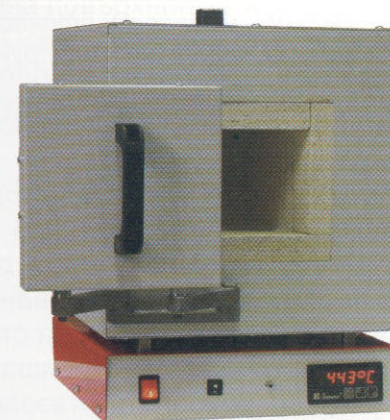
Огнеупорните опаковъчни материали са спомагателни лабораторни материали, които се използват при изработване на метални и керамични протезни конструкции по метода на восъчното елиминиране (англ. lost-wax technology)

Накратко тази техника при изработване на метални протезни конструкции се състои в следното: Към моделираната от восък протезна конструкция се монтира восъчни отливни щифтове. Подготвя се метален цилиндър (муфа) и пластмасова плочка с отливен конус. Восъчната конструкция се сваля от работния модел и края на отливния щифт се залепва към върха на конуса. Огнеупорният опаковъчен материал се дозира, разбърква и се налива до изпълване на муфата с восъчната конструкция, като се използва вибрационна масичка (Фиг. 73).



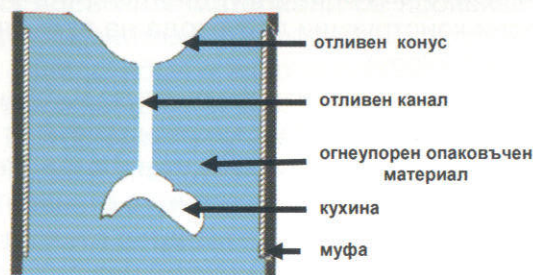
Фиг. 73. Опакована в огнеупорен опаковъчен материал восъчна протезна конструкция

След втвърдяването му се отстранява пластмасовата плочка с отливния конус и муфата се изсушава и нагрява в муфелна пещ (Фиг. 74).



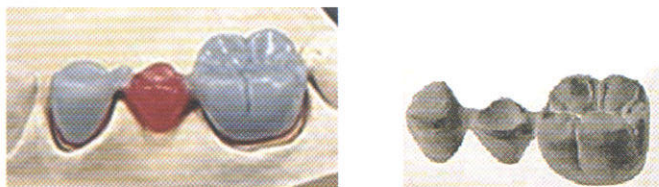
Фиг. 74. Муфелна пещ

Восъкът се разтопява и изгаря и в опаковъчния материал се образува кухина, а отливните щифтове се превръщат в отливни канали (Фиг. 75).



Фиг. 75. Муфата след изгарянето на восъка

Нагриването на муфата продължава до температурата на топене на сплавта, която ще се използва. Следва процес на отливане, при който чрез използване на центробежна сила през отливния конус и отливните канали се вкарва разтопена метална сплав, която изпълва кухината. След изстиване до стайна температура муфата се отстранява, а опаковъчния огнеупорен материал се разрушава с внимателно изчукване и обработка на пясъкоструен апарат. Отливката трябва точно да възпроизвежда формата на восъчната протезна конструкция (Фиг. 76).

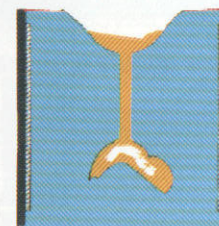


Фиг. 76. Восъчен моделаж и отлята от метална сплав протезна конструкция

Това възпроизвеждане, обаче, е затруднено поради термичните обемните промени на металните сплави.

Първоначално когато горещата метална стопилка изстива до началото на кристализацията се регистрира т. нар течено свиване. Умереното нагриване до температурата на леене – до 150 °C над температурата на топене – е необходимо за повишаване тънколивкостта на сплавта поради намаляване на вискозитета на стопилката. Значителното прегряване на стопилката освен че повишава течното свиване, създава предпоставки за абсорбиране на газове, които причиняват шупли и значително намаляват якостните качества на отлетите обекти.

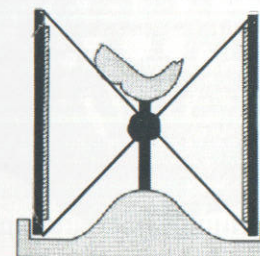
От образуване на първите кристали до окончателната кристализация в интервала на топене между ликвидус и солидус температурата сплавта променя агрегатното си състояние и се наблюдава т. нар агрегатно свиване. То зависи от състава на сплавта и е между 2,5 и 6,5 %, средно около 5 %. Кристализацията на сплавта започва от стените на кухината, тъй като огнеупорният материал е винаги по-студен от металната стопилка и в началото на кристализацията отливката има твърда обвивка и течна вътрешност. Течният участък е подложен на течено и агрегатно свиване и там, където втвърдяването протече най-късно – обикновено в най-обемистите части на отливката, се образува празно пространство, наречено вътрешна или смукателна шупла. Тя не променя формата и големината на отливката, но намалява механичната здравина на протезната конструкция (Фиг. 77).



Фиг. 77. Смукателна шупла в отлятата от метал протезна конструкция

За предотвратяване на вътрешните шупли като резултат от агрегатното свиване на сплавта се постъпва по три начина:

1. Чрез смукателна глава. Непосредствено до восъчната конструкция върху отливния щифт се оформя восъчно топче с по-голям обем от този на протезната конструкция, което се нарича смукателна глава. Сферичната ѝ форма осигурява кухина с относително максимален обем и минимална повърхност, в която втвърдяването на сплавта протича най-късно. Освен това при опаковането смукателната глава се разполага в най-топлата и най-бавно изстиващата част от огнеупорния материал или в т. нар. топлинен център на муфата (Фиг. 78).



Фиг. 78. Разположение на смукателната глава в топлинния център на муфата

Така по време на кристализацията смукателната глава служи като резервоар, от който „се всмуква“ течен метал в кухината, съответстваща на протезната конструкция, компенсирайки агрегатното свиване. В края на втвърдяването вътрешната шупла се образува и остава в смукателната глава, която впоследствие се отстранява заедно с отливния щифт (Фиг. 79).



Фиг. 79. Смукателна шупла в смукателната глава

2. Чрез дебели отливни щифтове. По същия механизъм вътрешната шупла се образува и остава в дебелия отливен канал.

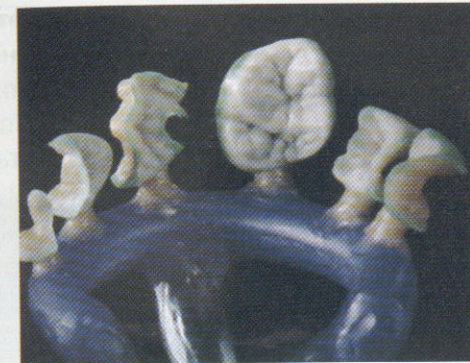


Фиг. 80. Смукателна шупла в дебели отливен канал

3. Чрез трегери. Използват се при отливане на голям брой конструкции в една муфа и приличат на свързани помежду си смукателни глави (Фиг. 81), или дебелия въсьчен цилиндър (Фиг. 82)



Фиг. 81. Трегер от свързани помежду си смукателни глави



Фиг. 82. Трегер като дебелия въсьчен цилиндър

Вътрешната шупла се образува и остава в трегера (Фиг. 83)



Фиг. 83. Вътрешната шупла в трегера

След кристализацията отлетия обект изстива до стайна температура, което е съпроводено с т. нар. твърдо свиване на сплавта. Стойността му зависи от състава на сплавите. За благородните дентални сплави е от 1,37 % до 1,7 %, а за неблагородните – 2 до 2,3 %. За компенсиране на твърдото свиване опаковъчният огнеупорен материал трябва да се разшири и кухнята след елиминирването на восъка да се уголеми. Сплавта ще кристализира в по-голямата кухня и в резултат на твърдото свиване до стайна температура се очаква металната конструкция точно да възпроизвежда формата и обема на въсьчния моделаж.

След изстиване на муфата огнеупорният опаковъчен материал се разрушава, отливните щифтове се изрязват и металната конструкция се почиства, шлайфа и полира.

Огнеупорните опаковъчни материали се предлагат като прах, който се разбърква с вода или специални течности (Фиг. 84).



Фиг. 84. Търговски опаковки на огнеупорни опаковъчни материали

Дозирането между праха и течността става според предписанието на производителя. Разбъркването се провежда във вакуумна бъркалка, а наливането в муфата изисква наличието на вибрационна масичка за елиминиране на въздушните шупли в материала и образуване на дефекти като позитивни перли по отливката, които понякога много трудно се отстраняват. По изключение дозирането става чрез насипване, а разбъркването ръчно.

Произвеждат се и фини еднокомпонентни опаковъчни материали, които представляват водно-алкохолна суспензия и се нанасят с четка върху восъчния моделаж. По този начин восъчната повърхност се опакова много плътно, без опасност от появяване на дефекти по отливката (Фиг. 85).

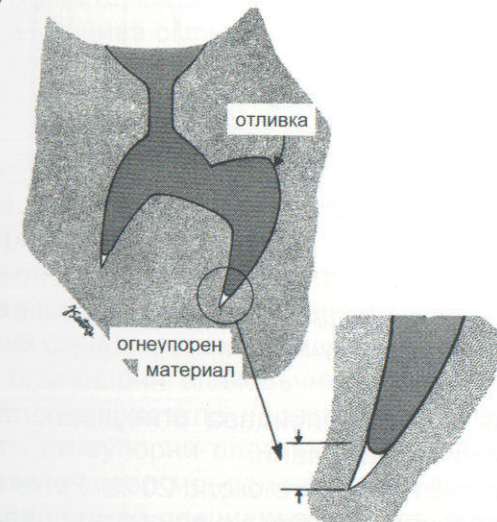


Фиг. 85. Фина опаковъчен материал

Огнеупорните опаковъчни материали трябва да отговарят на следните изисквания:

1. Непосредствено след разбъркването опаковъчният материал трябва да представлява течлива суспензия с малък вискозитет, който да позволява плътното опаковане на восъчната конструкция със запълване и на най-малките детайли на восъчния моделаж.
2. Да са дребнозърнести за получаване на гладка повърхност на отливката и възпроизвеждане на детайлите на восъчния моделаж. Това се подобрява при използване на фини опаковъчни материали.
3. Да притежават механична якост за да не чупят или ронят при значителното налягане на навлизащата в кухнята течна метална стопилка.
4. Да бъдат огнеупорни, което означава да не се стопяват или разрушават при температурата на леене на металната сплав. Според огнеупорността се произвеждат огнеупорни опаковъчни материали за благородни и неблагородни сплави.
5. Да бъдат химически инертни за да не влизат в химическа реакция с металната сплав. В противен случай се образува термичен и химичен нагар, който трябва допълнително да се отстранява с абразивни режещи инструменти и е възможна загуба на детайли на протезната конструкция.
6. Да бъдат порьозни за да бъде възможно отвеждането на газовете от кухнята през порите по време на отливане. Тъй като в кухнята преди отливането има газове, те трябва да бъдат евакуирани през порите на материала. В противен случай се получава дефектна отливка (Фиг. 86).

2.



Фиг. 86. Дефектна отливка при липса на порьозност на огнеупорния опаковъчен материал (по К. Anusavice)

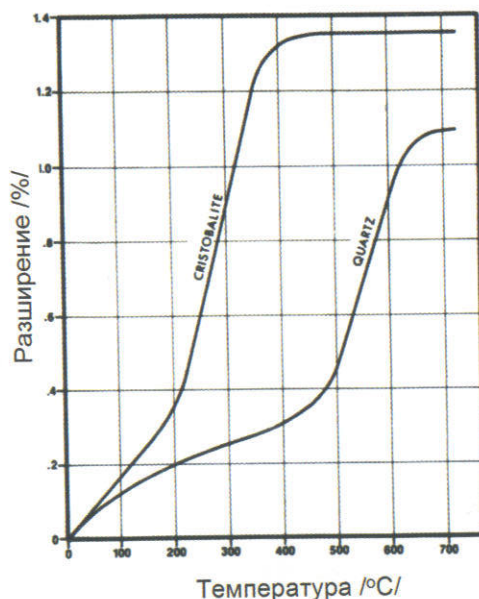
7. Разширяемост – необходима е за точно компенсиране на твърдото свиване на денталните сплави.

8. Теплопроводност – осигурява равномерно пространствено разширение на кухината в опаковъчния материал. В противен случай отливката ще бъде деформирана.

9. Лесно да се разрушават след изстиване на муфата.

Опаковъчните огнеупорни материали се състоят от три основни съставки – огнеупорни, свързващи и допълнителни.

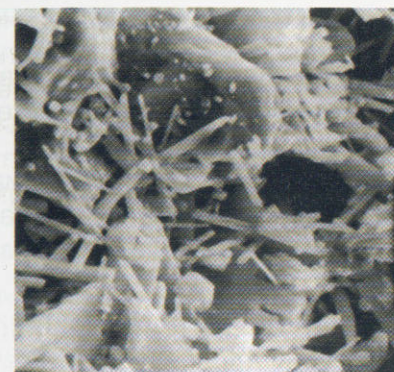
1. Огнеупорна съставка. Нейното количество е около 80 %. Използват се алотропните модификации на силициевия диоксид с температура на топене около 1710 °C – кварц и кристобалит. Големината на частиците им варира от субмикронна големина до едрината на фин пясък. При нагряване около 1000 °C кварцът има термично разширение 1,2–1,4 %, а кристобалитът 1,6–1,8 % (Фиг. 87).



Фиг. 87. Термично разширение на огнеупорните съставки на опаковъчните огнеупорни материали (по R. Neiman)

Огнеупорната съставка придава огнеупорността и разширяемостта на опаковъчните материали.

2. Свързваща съставка. Тя е около 20 %. Ролята ѝ е да свързва частиците на огнеупорната съставка в една втвърдяваща се монолитна маса (Фиг. 88).



Фиг. 88. Електронно микроскопска снимка на втвърден гипсов огнеупорен опаковъчен материал. Големите частици са кристобалит, а малките игловидни – гипсодвухидрат. Тъмните пространства представляват въздушните пори. Увеличение 3000 пъти (по K. Anusavice)

Използват се три вида свързващи съставки – гипсова, фосфатна и силикатна и огнеупорните опаковъчни материали се определят съответно като гипсови, фосфатни и силикатни.

Гипсовите огнеупорни опаковъчни материали съдържат като свързваща съставка алфа-полухидрат на калциевия сулфат. Разбъркват се с вода, при което полухидратът се превръща в калциев сулфат двухидрат, свързващ огнеупорната съставка. Тези материали могат да се използват за отливане на благородни сплави с температура на топене до 900 °C, тъй като калциевия сулфат при нагряване около 1000 °C се превръща в калциев оксид и опаковъчният материал се напуква и разрушава:



Отделеният серен диоксид реагира с компонентите на сплавта, като се образува термичен нагар от метални сулфиди и сулфити. При нагряване с открит пламък на сплав със съдържание на Ag и Pd се образуват сребърни и паладиеви сулфиди и сплавта става крехка и трошлива. Затова за леене на благородни сплави се предпочитат фосфатни опаковъчни огнеупорни материали.

Гипсовите огнеупорни опаковъчни материали имат поръзност след изсушаването на кристалохидратната свързваща съставка.

Фосфатните огнеупорни опаковъчни материали съдържат като свързваща съставка кисел моноамониев фосфат и магнезиев оксид. Разбъркват се с вода или специална течност, при което се образува магнезиево-амониев фосфат, който представлчва кристалохидрат с включени 6 молекули вода.



Магнезиево-амониевия фосфат при нагряване над 300 °C се превръща в магнезиев пирофосфат, който притежава висока огнеупорност.

Фосфатните огнеупорни опаковъчни материали имат най-широко приложение за отливане на благородни и неблагородни сплави и за лята керамика. Имат порьозна структура след изсушаването на кристалохидрата.

Силикатните огнеупорни опаковъчни материали съдържат като свързваща съставка тетраетилортосиликат. Представяват прах от кристобалит, който се разбърква с размесени течности от тетраетилортосиликат, воден разтвор на солна киселина, спирт, катализатори и коригенти. При хидролизирането на тетраетилортосиликата се образува зол на силициевата киселина, която свързва огнеупорната съставка, а след изсушаване золът се превръща в гел на силициевата киселина и опаковъчната маса започва да се втвърдява.



Последващото нагряване превръща силициевата киселина в полисилициева, която при около 1000 °C се трансформира в силициев диоксид. Така свързващата съставка се превръща в огнеупорна.

Силикатните огнеупорни опаковъчни материали имат ограничено приложение поради усложнени технологични процедури само при лее-не на сплави с много висока температура на топене. Друг недостатък е липсата на порьозна структура и за отвеждане на газовете при лее-не е необходимо да се предвидят газоотвеждащи канали (Фиг. 89).



Фиг. 89. Газоотвеждащи канали

3. Допълнителна съставка. Нейното количество е от 1 до 5 %. За придаване на топлопроводност на огнеупорния опаковъчен материал се добавя меден прах. Често се прибавя въглерод, който улеснява разрушаването на материала след отливане. Натриевият хлорид, боровата киселина, графитът, магнезиевия оксид, калиевият сулфат и др. коригенти регулират разширението и времето на втвърдяване.

Разширението на огнеупорните опаковъчни материали, което компенсира твърдото свиване на сплавите е в резултат на два механизма – кристализационно и термично разширение.

Кристализационното разширение зависи от свързващата съставка – образуването на кристалохидрати с повече свързана и свободна вода.

Алфа-полухидратният гипс при кристализацията му в двухидрат се разширява около 2 %. Но тъй като неговото съдържание в опаковъчния материал е 20 %, кристализационното разширение на гипсовите опаковъчни материали е 0,04 %.

Образуването на магнезиево-амониевия фосфат е свързано с разширение от 0,7% до 1,2%. Тъй като неговото съдържание в опаковъчния материал е 20 %, кристализационното разширение на фосфатните опаковъчни материали е от 0,14 до 0,24 %.

Силикатните огнеупорни опаковъчни материали нямат кристализационно разширение, тъй като свързващата им съставка не представлява кристалохидрат.

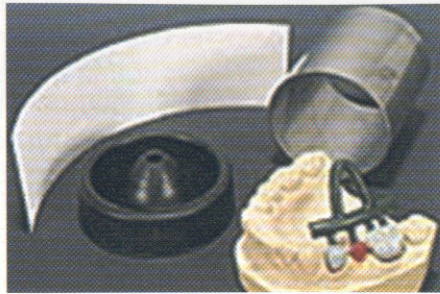
Термичното разширение е в резултат на разширението на огнеупорната съставка при нагряване на муфата.

Кварцът има термично разширение 1,2–1,4 %, но тъй като неговото съдържание в опаковъчния материал е 80 %, термичното разширение на опаковъчни материали, съдържащи кварц е до 0,96 %. Съдържащите кристобалит огнеупорни материали имат термично разширение до 1,44%.

Силикатните огнеупорни опаковъчни материали имат само термично разширение.

Твърдите стени на муфата ограничават разширението на огнеупорния опаковъчен материал. За елиминиране на това нежелано явление се постъпва по два начина:

Когато се работи с метална муфа, вътрешната и страна се тапицира с тънка вълнообразна хартия (велпапе), с кермично папе от алуминиев силикат или с комбинация от двете (Фиг. 90).



Фиг. 90. Хартия за облепване на вътрешната страна на метална муфа

Тези материали са достатъчно меки, за да не ограничават кристализационното разширение, а при нагряване изгарят и освобождават пространство между муфата и огнеупорния материал за термичното му разширение.

Вторият начин е да се използват пластмасови муфи. След втвърдяването на опаковъчната маса те се отстраняват и не ограничават термичното разширение на материала. Тази методика е известна у нас като „леене в гола муфа“ (Фиг. 91)



Фиг. 91. Прозрачна пластмасова муфа

Подходящото съчетаване на кристализационното и термично разширение дава възможност за предлагане на огнеупорни опаковъчни материали с различно предназначение според температурата на топене и твърдото свиване на денталните сплави (Фиг. 92).

ОГНЕУПОРНИ ОПАКОВЪЧНИ МАТЕРИАЛИ според предназначението им

За благородни сплави с твърдо свиване 1,37 – 1,7%

ГИПСОВИ	гипс - 0,04 % + кристобалит – 1,44 % = 1,48%
ФОСФАТНИ	фосфати - 0,24 % + кристобалит – 1,44 % = 1,68% *
	фосфати - 0,24 % + кварц – 0,96 % = 1,18% *

За неблагородни сплави с твърдо свиване 2 – 2,3%

ФОСФАТНИ	фосфати - 0,24 % + кристобалит – 1,44 % = 1,68 % *
СИЛИКАТНИ	1,8 % *

* - неадекватно разширение

Фиг. 92. Огнеупорни опаковъчни материали според предназначението им

В съвременните огнеупорни опаковъчни материали се използват кристобалит и изключително рядко кварц, тъй като термичното разширение на кварца не е достатъчно за оптималното разширение на огнеупорната маса.

Неадекватното разширение на опаковъчните материали създава предпоставка за недостатъчно точни протези от неблагородни сплави. Това е една от причините за високата прецизност и лесното ажустиране на конструкциите от благородни сплави.

Гипсовите и фосфатните огнеупорни опаковъчни материали се използват и за свързване на метални части, подлежащи на припоиване. Груба опаковъчна огнеупорна маса за припоиване може да се получи при смесване на една част бета-полухидратен обикновен гипс и четири части кварцов пясък.

ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ

МЕТАЛИ И СПЛАВИ

Металите са химически елементи, чиито оксиди и хидроксиди имат предимно основен характер. В твърдо и течно състояние имат бляскава повърхност, малка светлопропускливост, голяма топло- и електропроводност. Свойствата на металите се обясняват с това, че в кристалната им решетка външните електрони на техните атоми са слабо свързани и могат да се обменят. Блясъкът се дължи на отражаването на падащата светлина от електроните им. Цветът им е бял, с изкл. на златото и медта, които са жълти. При обикновена температура всички метали са твърди, с изкл. на живака. Металите могат да се валцуват, коват, пресоват, изтеглят. Възможността за пластична обработка се основава на това, че в тяхната кристална решетка положителните йони се намират в плътна опаковка, при която подвижните електрони ги спояват и при механичен натиск става възможно плъзгането на плътно допиращите се йонно-атомни слоеве.

От досега познатите 104 химически елементи 78 се причисляват към металите, но рязка граница между метали и неметали не може да се направи. Според плътността им металите се определят като леки – с относителна плътност под 5 g/cm^3 и тежки – с относителна плътност над 5 g/cm^3 . Според възможността им за оксидиране металите се подразделят на благородни и неблагородни. Металите се срещат в природата като оксиди, сулфиди, нитриди и др. и се добиват от руди. В самородно състояние като чисти метали се намират златото, медта и метеоритното желязо.

Сплавите са смеси, разтвори или съединения на метали, а в някои случаи на метали и металоиди. Получават се чрез смесване (сплавяване) на металите в течно състояние. Сплав се получава и когато единият компонент е течен, а другият е в твърдо състояние (живак – амалгами). Според броя на елементите, които участвуват в тях, сплавите биват двойни (бинерни), тройни/терциерни), четворни (кватернерни) и многокомпонентни. Металът, който се намира в най-голямо количество, се нарича основен компонент. Елементите в сплавта, които са в малко количество, но с тях се постигат определени механични, физични или химични свойства се определят като легиращи компоненти.

Сплавите имат по-добри механични качества в сравнение с чистите метали.

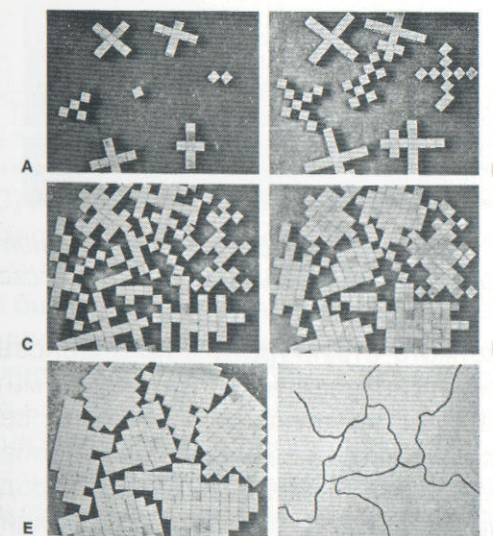
КРИСТАЛИЗАЦИЯ

В твърдо състояние металите и сплавите имат кристална структура, изградена предимно от кубични и хексагонални кристални решетки.

Кристализацията е процес на образуване на кристална структура. При металите и сплавите тя се проявява при охлаждане, причиняващо преминаването им от течно в твърдо състояние. При кристализацията се различават два основни момента – възникване на кристални зародиши и растеж на кристалите.

В течно състояние атомите на металната стопилка се движат хаотично. При понижаване на температурата някои от атомите в определен момент стават относително неподвижни и се подреждат по определен начин в пространството. Тази група от атоми се определя като кристален зародиш, кристализационно ядро или кристализационен център (Фиг. 93А). Възникването им започва в най-охлажданите участъци на металната стопилка – стените на съда и повърхността на стопилката и от атомите на компонента на сплавта с най-висока точка на топене.

Кристалният зародиш расте, като привлича и други атоми, които се подреждат в характерната за всеки метал или сплав кристална решетка (Фиг. 93В). Поради разликата в температурата на кристализационното ядро и стопилката разрастващите се кристални решетки се разклоняват подобно на дърво и се наричат дендрити (Фиг. 93С). Растящите дендрити се допират и с „клончетата“ си навлизат зъбчато едни в други (Фиг. 93D). Поради взаимното пространствено ограничаване кристалите спират растежа си (Фиг. 93Е).



Фиг. 93. Фази на кристализация (по К. Anusavice)

След замръзването на стопилката металът представлява съвкупност от недооформени кристали, които се определят като кристали или кристални зърна и са свързани помежду си с тънък слой аморфно вещество (Фиг. 93F).

Големината на кристалните зърна зависи от броя на кристалните зародиши в началото на кристализацията и от скоростта на кристализация. Скоростта на кристализация зависи от вида и съотношението между компонентите и от скоростта на охлаждане.

При бавно охлаждане и бавна кристализация кристалитите нарастват значително и металът получава едрозърнеста структура.

Когато охлаждането е бързо и скоростта на кристализация е висока кристалните зърна остават малки и металът има дребнозърнеста структура.

Кристалните зърна не са еднакви в цялата метална отливка – най-дребни са до стените на съда, където стопилката най-бързо кристализира, а в средата на съда, където охлаждането е най-бавно се образува един или няколко големи кристали (Фиг. 94).

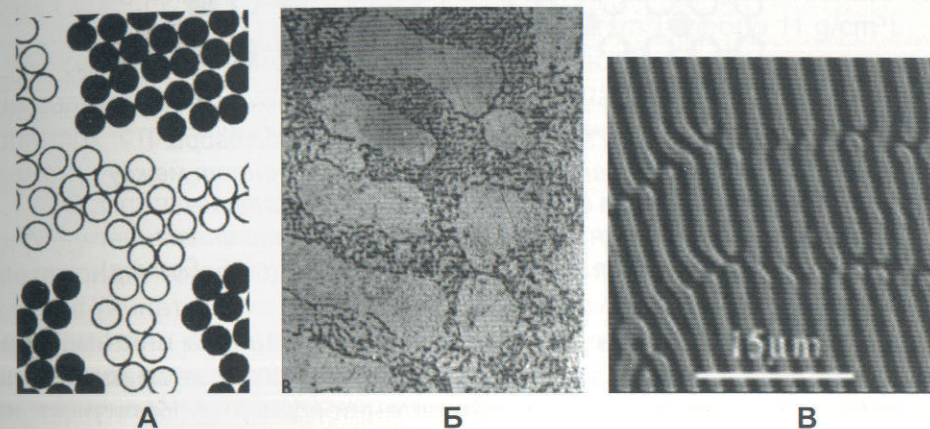


Фиг. 94. Разлика в големината на кристалите при кристализация в квадратен съд (по К. Anusavice)

По правило колкото структурата е по-дребнозърнеста, толкова са по-високи механичните качества на металните материали. За придаване на дребнозърнеста структура в сплавите се прибавят легиращи елементи с много висока температура на топене, способни да образуват значителен брой кристализационни зародиши в началото на кристализацията – въглерод – т. т. 3700 °C, иридий – т. т. 2454 °C, молибден – т. т. 2610 °C, тантал – т. т. 2996 °C, родий – т. т. 1966 °C, платина – 1769 °C и др.

Компонентите на всички сплави са разтворими в течно състояние, но според разтворимостта им в твърдо състояние се разделят на три типа: механични смеси, твърди разтвори и химични съединения.

1. Сплави тип механични смеси – компонентите им се отделят при кристализацията и в твърдо състояние представляват смес от кристалните зърна на компонентите, с характерните за всеки компонент кристални решетки (Фиг. 95). Определят се още и като евтектични сплави.

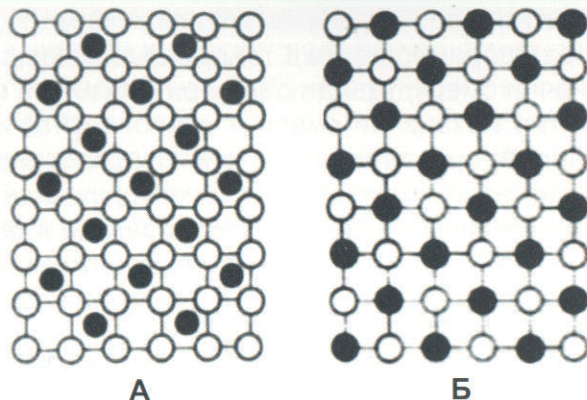


Фиг. 95 Сплав тип механична смес. А – схема (по Ив. Тодоров), Б – микроскопска снимка, увеличение 560 пъти (по К. Anusavice), В – електронномикроскопска снимка на алуминиево-медна евтектична сплав с ламелна структура (University of Cambridge)

Характерно за евтектичните сплави е тяхната ниска температура на топене, по-ниска от температурата на топене на компонентите им. Използваният в миналото за зъботехнически цели мелот-метал с температура на топене 94 °C се състои от 50 % бисмут (т. т. 264 °C), 31 % калай (т. т. 232 °C) и 19 % олово (т. т. 338 °C)

Сплавите тип механични смеси имат много ниска корозионна устойчивост и приложението им като основен дентален материал е неприемливо от биологична гледна точка. Намират приложение като помощни метални сплави и рядко като припои.

2. Сплави тип твърди разтвори – с разтворимост между компонентите им както в течно, така и в твърдо състояние. Образуват се от близки по химични и физични свойства метали. Атомите на единия метал заместват атомите на другия метал или атомите на единия метал се вместват между атомите на другия, като се запазва кристалната решетка на основния компонент (Фиг. 96).

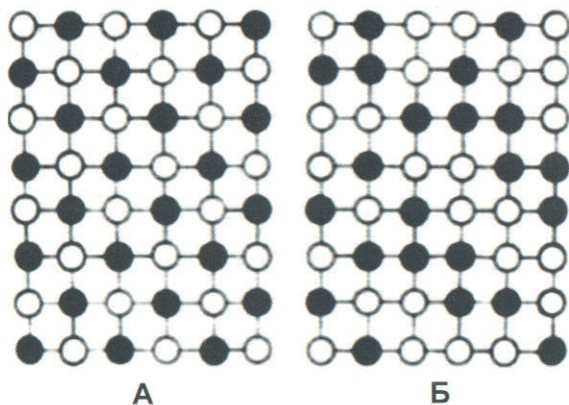


Фиг. 96 Схема на сплави тип твърди разтвори:

А – вместване на атомите на единия компонент между атомите на другия компонент на сплавта;

Б – заместване на атомите на единия компонент с атомите на другия компонент на сплавта (по Б. Боянов)

При сплавите тип твърди разтвори заместването или вместването на атомите може да бъде равномерно – образуват се хомогенни кристали или неравномерно – с хетерогенни кристали. Наличието на хетерогенни кристали се определя още и като ликвация (Фиг. 97).



Фиг. 97. Схема на сплави тип твърди разтвори:

А – хомогенна структура; Б – хетерогенна структура (ликвация) (по Б. Боянов)

Ликвацията е вредно явление – влошава корозионната устойчивост, а оттам и биологичната поносимост на денталните сплави.

Ликвацията зависи от редица фактори, но основните и с практическо значение са:

- скоростта на кристализация – при по-бърза кристализация се получават нееднородни кристали, при по-бавна дифузията на атомите в кристалните решетки уеднаквава кристалните зърна и структурата е по-хомогенна.
- от относителната плътност на компонентите на сплавите тип твърди разтвори – при голяма разлика се наблюдава т. нар. тегловна ликвация. Така напр. златно-медните сплави са хетерогенни, а златно-платиновите и паладиево-сребърните са по-хомогенни (относителна плътност – мед 9 g/cm^3 , злато 19 g/cm^3 , платина 21 g/cm^3 , паладий 12 g/cm^3 , сребро 11 g/cm^3).

За подобряване на биологичните качества на сплавите тип твърди разтвори със склонност за образуване на хетерогенни кристали се прилага структурно-насочващата термична обработка хомогенизиране.

3. Сплави тип химически съединения – получават се при строго определени съотношения между компонентите, често между метали и металоиди, които влизат в химична реакция помежду си и образуват както в течната, така и в твърдата фаза химично съединение с различна кристална решетка от тези на компонентите.

Сплавите тип химически съединения имат извънредно голяма якост, крехкост и твърдост, но много слаба корозионна устойчивост. В денталната медицина широко се използва волфрамовия карбид – WC, видия, от който се изработват ротативни абразивни твърдосплавни инструменти. Наличието на железни и хромови карбиди в денталните сплави рязко влошават тяхната корозионна устойчивост и технологични качества.

ИЗСЛЕДВАНЕ НА МЕТАЛИ И СПЛАВИ

Макроскопски анализ

При макроскопския анализ изследвания метален обект се наблюдава с невъоръжено око или с лупа с увеличение от 5 до 20 пъти.

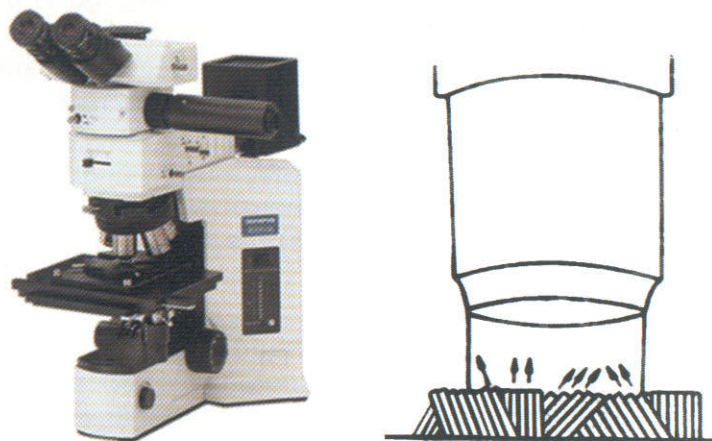
С макроскопски анализ могат да се установят следните качества на сплавта:

- нееднородност на структурата чрез промяната на цвета в различни участъци на обекта;
- големи шупли, дефекти и шлакови включвания;
- влакнеста структура и пукнатини вследствие на пластична деформация

Микроскопски анализ

Микроскопското изследване изучава микроструктурата на металите и сплавете.

Металографският микроскоп представлява оптически уред за изследване на повърхността на метални обекти. Работи се при увеличение до 2000 пъти като използва принципа на дислоцираната рефлексия – наблюдение на отразената светлина от повърхността на микрошлиф (Фиг. 98).



Фиг. 98. Металографски микроскоп с използване на принципа на дислоцираната рефлексия

Металографският микрошлиф се приготвя по следния начин: Изследваният материал се включва в пластмаса. След това се шлифова с шмиргелова хартия – отначало по-едрозърнеста, после по-дребнозърнеста, като посоката на шлифование се променя с 90 градуса. След най-дребнозърнестото шлифование следва полиране до огледален блясък, измиване и подсушаване. Подготвя се подходящ киселинен разтвор, в който обектът престоява докато повърхността му стане матова. Киселините разяждат повърхността на шлифа по различен начин – най-много се разтваря аморфната прослойка между кристалните зърна, повече корозионно по-неустойчивите кристални зърна и най-малко корозионно устойчивите кристалити.

Под металографския микроскоп светлинните лъчи, попадащи върху по-малко разяждана повърхност се отразяват по-пълно и такова поле изглежда по-светло. Тъмните полета са междукристалните граници и силно разядените кристалити.

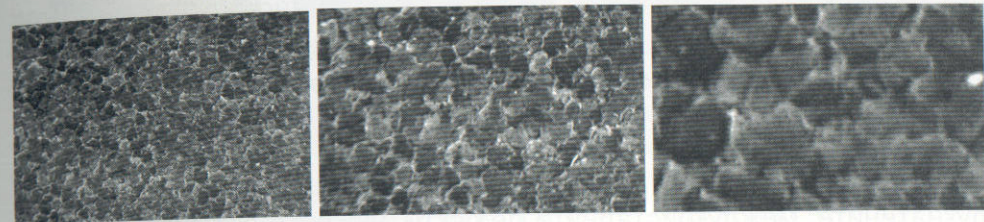
Микроскопският анализ предоставя следните възможности:

1. Измерване на броя на кристалитите на единица площ и определяне на структурата на сплавта според големината на кристалните зърна като:

грубозърнеста – до 90 кристалита / mm^2 .

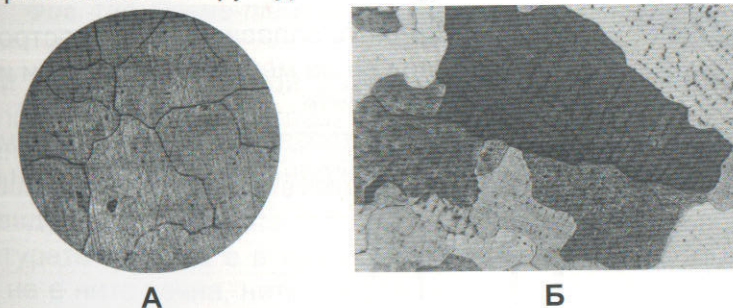
среднозърнеста – от 90 до 900 кристалита / mm^2 .

дребнозърнеста – с над 900 кристалита / mm^2 (Фиг. 99).



Фиг. 99. Дребнозърнеста, среднозърнеста и грубозърнеста структура на дентална сплав (по R. Craig и J. Powers)

2. Определяне на еднородността на сплавта. При наличие на ликвация или хетерогенна структура, кристалните зърна имат различен цвят, докато при хомогенна структура те са еднакво оцветени (Фиг. 100).

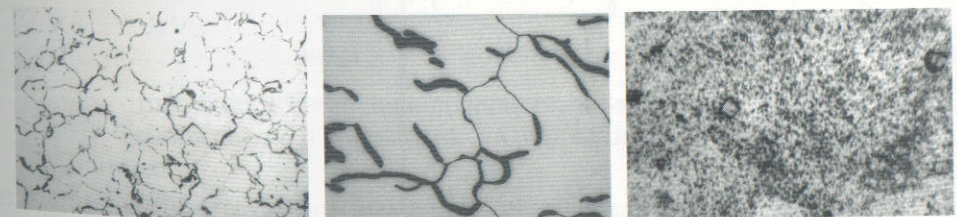


Фиг. 100. Микроскопски снимки на дентални сплави:

А – хомогенна структура (по К. Anusavice),

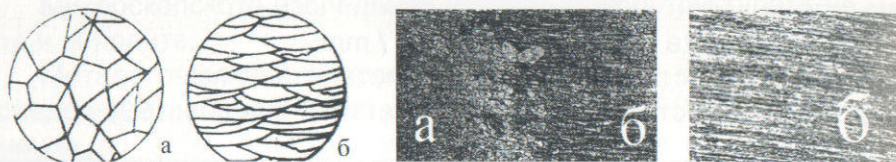
Б – хетерогенна структура (по Ив. Тодоров)

3. Определяне наличието на шупли и дефекти – междукристални дефекти, междукристална корозия, чужди включения (Фиг. 101).



Фиг. 101. Междукристални дефекти, междукристална корозия и чужди включения в сплавта (по Ив. Тодоров)

4. Установяване на деформации на кристалните зърна след пластична деформация (Фиг. 102).



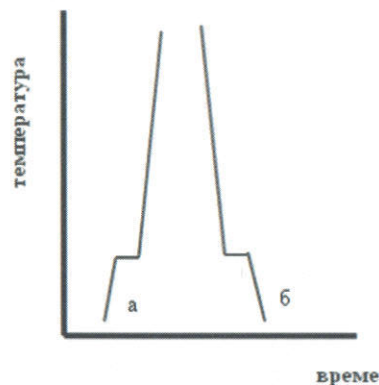
Фиг. 102. Деформация на кристалните зърна след пластична деформация: а – недеформирани; б – деформирани (vlakнестa структура) (по R. Craig и J. Powers)

Деформациите на кристалните зърна, vlakнестата структура, пукнатините, междукристалните дефекти, чуждите включения, шуплите и дефектите значително влошават корозионната устойчивост и биологичните качества на денталните сплави.

Термичен анализ

Термичният анализ на металните сплави включва построяване и анализ на време-температурни криви на метални материали и анализ на диаграми за състоянието на сплавите

Време-температурната крива отразява промените в температурата по време на нагряване или охлаждане на даден метален материал (Фиг. 103).



Фиг. 103. Време-температурни криви на един и същ метален материал при: а – нагряване; б – охлаждане

Построяването ѝ е по-лесно при охлаждане, като в металната стопилка се потапя термометър и се отчита времето и температурата на метала, които се представят като координатна графика.

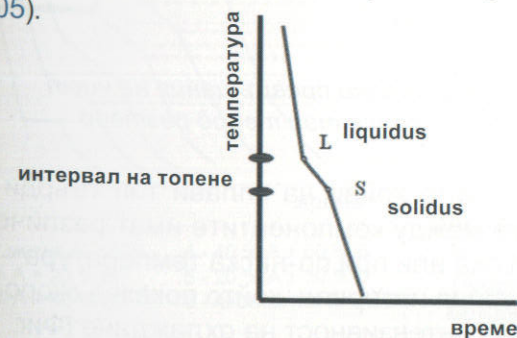
Чрез анализа на време-температурната крива се установяват следните качества на металните материали:

1. Вида на металния материал. При чистите метали време-температурната крива има хоризонтален участък. Той показва че топлината се изразходва за образуване на кристална решетка при агрегатно превръщане. Дължината на този участък зависи от скоростта на охлаждането. Хоризонталният участък съответствува на точката на топене на чистия метал (Фиг. 104).



Фиг. 104. Време-температурна крива на чист метал

При сплави тип твърди разтвори време-температурната крива има наклонен участък, показващ началото и края на кристализацията. Наклоненият участък е между две точки – ликвидус (liquidus) и солидус (solidus), които съответствуват на ликвидус и солидус температури. Над ликвидус температурата сплавта е в течно състояние, под солидус температурата сплавта е в твърдо агрегатно състояние, а между тях сплавта не е нито течна, нито твърда, а с тестообразна консистенция. В температурния интервал между ликвидус температурата и солидус температурата сплавта е в процес на кристализация – образуване на кристални зародиши и растеж на кристалитите. Сплавите нямат точка на топене, а интервал на топене между ликвидус и солидус температурата (Фиг. 105).



Фиг. 105. Време-температурна крива на сплав тип твърд разтвор

При сплавите тип механични смеси време-температурната крива има наклонен и хоризонтален участък. В температурния интервал между ликвидус и солидус температурата сплава е в процес на кристализация.



Фиг. 106. Време-температурна крива на сплав тип механична смеси

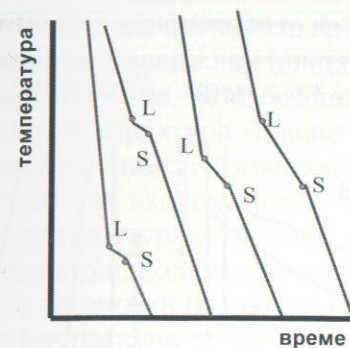
2. Алотропните трансформации на металите и сплавите.

Алотропията или полиморфизмът е свойството на някои метали и сплави да променят кристалната си решетка в твърдо агрегатно състояние при определена температура, а оттам и физичните си, механични и биологични свойства. Температурата, при която се сменя кристалната решетка се нарича точка на алотропия. Тези трансформации се представят на време-температурните криви на чистите метали и на сплавите като хоризонтални участъци (Фиг. 107).



Фиг. 107. Алотропни превръщания на чист метал и на сплав тип твърд разтвор

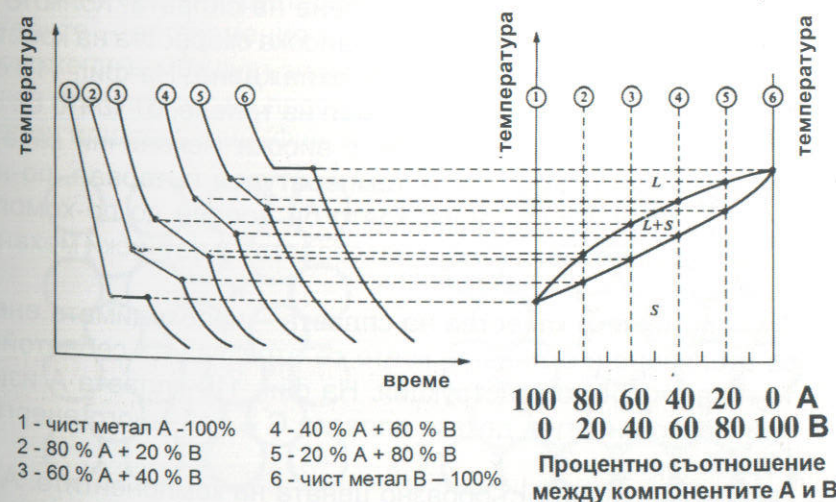
Време-температурните криви на сплави тип твърди разтвори с различно съотношение между компонентите имат различен интервал на топене – при по-висока или при по-ниска температура – и различна дължина на температурния интервал, който показва скоростта на кристализация при еднаква интензивност на охлаждане (Фиг. 108).



Фиг. 108. Време-температурни криви на сплави тип твърди разтвори с различно съотношение между компонентите

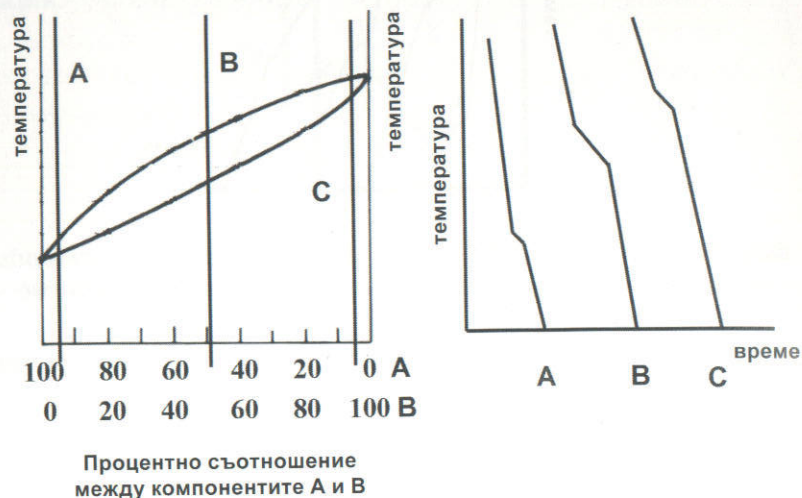
Въз основа на няколко време-температурни криви на сплави с известен състав и на чистите метали – компоненти – се създава диаграма за състоянието на сплавите или наричана още фазова диаграма. Тя обобщава зависимостта между разположението на кривите, интервала на кристализация и състава на сплава.

Създаването на диаграмата става по следния начин: На координатна система на лявата и дясната ордината се отбелязва температурата, а на абсцисата – състава като процентното съотношение между компонентите. От време-температурните криви с известен процентен състав се нанасят ликвидус и солидус температурите, а от време-температурните криви на чистите метали – компоненти на сплава точките на топенето им. След съединяването на всички точки при сплавите тип твърди разтвори се получава графика с лещовидна форма (Фиг. 109).



Фиг. 109. Създаване на диаграма за състоянието на сплав тип твърд разтвор (фазова диаграма)

От диаграмата за състоянието на сплавта могат да се изведат време-температурните криви на сплави с всички възможни съотношения между компонентите (Фиг. 110).



Фиг. 110. Извеждане на време-температурни криви от фазовата диаграма: А – сплав с 5 % от компонента В и 95 % от компонента А; В – сплав с 50 % от компонента А и 50 % от компонента Б; С – сплав с 95 % от компонента В и 5 % от компонента А

Изведените време – температурни криви показват следните характеристики на сплавите:

- Дължината на интервала на топене на сплавта. Колкото този интервал е по-къс, толкова е по-висока скоростта на кристализацията при дадена скорост на охлаждане. На [фиг. 110](#) сплавите А и С имат еднакъв интервал на топене, от които се очаква да бъдат дребнозърнести, с високи механични качества, докато сплав В има широк температурен интервал, по-ниска скорост на кристализация, което би довело до по-хомогенна структура с високи биологични свойства и по-ниски механични качества.
- Технологичните качества на сплавта – необходимата енергия за стопяване и отливане, която се отразява на себестойността на протезната конструкция. На [фиг. 110](#) сплавта А изисква най-малко енергия, докато сплавта С – най-много енергия за обработването ѝ.
- Цената на сплавта съобразно цената на компонентите. Ако се приеме, че металът А е по-евтин от метала Б, тогава най-евтината сплав на [фиг. 110](#) е сплавта А, а най-скъпата е сплавта С.

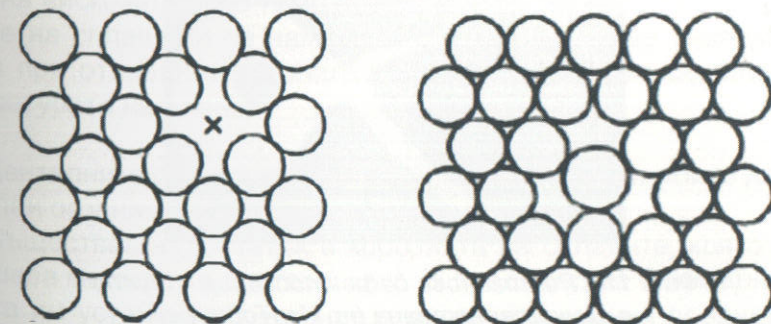
Термичният анализ позволява да се прави комплексна оценка и избира сплав с оптимален състав. Напр. ако е необходима сплав с много високи механични качества, се избира състав, при който ще се получи най-дребнозърнеста структура. Такива сплави са с много малко количество от единия компонент и голямо количество от другия – на [фиг. 110](#) сплави А и С. От тях икономически по-изгодна е сплавта А, тъй като има по-ниска температура на топене и е необходима по-малко енергия за обработването ѝ, но и ако цената на метала А, който е в голямо количество, не е по-висока от цената на метала Б. Ако е необходима сплав с висока биологична поносимост, което зависи от хомогенността на структурата, а механичните качества не са от първостепенно значение, тогава ще се избере състав с приблизително еднакви количества от двата компонента – на [фиг. 110](#) сплав В.

Рентгенов анализ

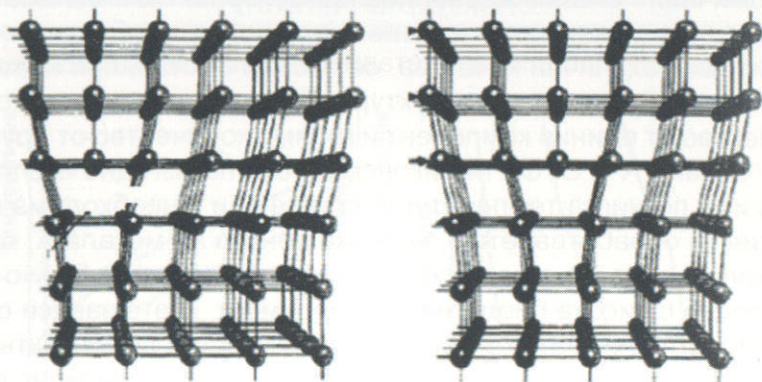
Рентгеновото изследване на сплавите включва рентгеново-структурен анализ и рентгенова дефектоскопия

При рентгеново-структурния анализ се наблюдава отражението на рентгеновите лъчи от кристалографските повърхности – дифракция, интерференция и поляризация. Малката дължина на вълната на рентгеновите лъчи – от 10 до 0,01 nm, позволява да се установят междоатомните разстояния, вида и формата на кристалната решетка, наличие на вътрешни напрежения и появата на нови кристални видове в сплавите.

С рентгеново-структурен анализ се установяват и дефекти на кристалите – деформация на кристалите от чужди йони или атоми, разположени в междувъзловите пространства, променената геометричната правилност на пространствената решетка вследствие на дислокации или ваканции ([Фиг. 111 и 112](#)).



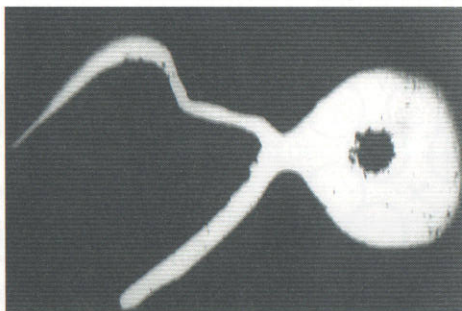
Фиг. 111. Ваканции – липсващи атоми в кристалната решетка (по К. Anusavice)



Фиг. 112. Дислокация на кубична кристална решетка (по К. Anusavice)

Видът на кристалната решетка определя биологичната поносимост на денталните сплави, която се влошава при наличие на дефекти на кристалите.

Рентгеновата дефектоскопия се основава на свойството на рентгеновите лъчи да преминават в една или друга степен през всяко тяло, но интензивността на проникването им е различна. Това явление е свързано с различното поглъщане и разсейване на лъчите, като дава възможност за търсене на дефекти чрез рентгеново пролъчване на обекти. Установяват се шупли, всмуквания, включвания на чужди тела, дефекти в заварките, повърхностни и вътрешни скрити пукнатини и др., намаляващи механичните качества на металните конструкции (Фиг. 113)



Фиг. 113. Рентгенова дефектоскопия – шупла в смукателна глава (по Ив. Тодоров)

Спектрален анализ

Спектралният анализ представлява физичен метод за количествено и качествено проучване на веществата. Основава се на обстоятелството, че металите в газообразно състояние излъчват светлинни лъчи със строго определена дължина на вълната. Като източник на топлина за изпаряване на металите се използва волтова дъга. Газообразните метални лъчение се наблюдават със спектроскоп или спектрометър и се регистрират. С помощта на спектрални еталони се определя качествения и количествения състав на изследваната сплав. Този метод дава много бърза качествена информация, но количественият анализ е неточен.

ПРЕДИМСТВА И НЕДОСТАТЪЦИ НА ДЕНТАЛНИТЕ СПЛАВИ

Денталните сплави са най-широко използвания основен протезен материал за изработване на протезни конструкции. Това се дължи на редица предимства пред пластмасовите и керамичните материали.

Високите механични качества на денталните сплави позволява изработване на много тънкостенни и финни несменяеми протези с щадяща подготовка на твърдите зъбни тъкани. Металните сменяеми протези имат голяма здравина при много малък обем, осигуряващ висок комфорт за пациентите. Механичните свойства на денталните сплави зависят от компонентите на сплавта и от големината на кристалните зърна.

Друго предимство е възможността на денталните сплави за възпроизвеждане на много фини детайли при отливане. Това се определя от тънколивкостта на сплавта, която представлява способността на стопилката да изпълва и най-малките детайли на празнината в огнеупорния опаковъчен материал. Тънколивкостта е обратно пропорционална на вискозитета на металната стопилка, който зависи от компонентите на сплавта и се намалява с повишаване на температурата. Затова при отливането стопилката на сплавта леко се прегрява до температурата на леене.

Денталните сплави имат и редица недостатъци, които до известна степен ограничават приложението им.

Съществен недостатък е корозията на сплавите, която не само разрушава металните протези, като ги преоцветява и намалява механичната им устойчивост, но и се отделят корозионни продукти с възможност за причиняване на локална и обща патология. Корозионната устойчивост на сплавите в устата определя тяхната биологична поносимост. Тя зависи от редица фактори – компонентите на сплавта,

хомогенността на структурата, възможността за образуване на пасивиращ слой на повърхността на сплавта, устната хигиена, наличие на различни сплави в устата, състава и дебита на слюнката и др.

Голямата относителна плътност на денталните сплави е свързана с цената на протезните конструкции. Някои пациенти се оплакват от чувство за тежест или имат проблеми при задържането на метални горни сменяеми протези.

Обемните изменения на денталните сплави създават технологични затруднения за елиминиране на агрегатното и компенсирание на твърдото свиване.

Високата топлопроводност на денталните сплави при консумиране на горещи и студени храни може да бъде причина за увреждане на зъбната пулпа при несменяеми протезни конструкции. От друга страна, обаче, пациентите с метални сменяеми конструкции имат реална оценка за температурните качества на храната.

Електропроводността на денталните сплави задълбочава корозионните процеси с оплаквания от някои пациенти за метален вкус в устата.

Неестетичността на денталните сплави ограничава приложението им във видимите участъци на съзъбието.

Качествата на произвежданите денталните сплави се сертифицират според изискванията на ADA (American Dental Association) и на ISO (International Organization for Standardization).

Според състава си денталните сплави се разделят на благородни и неблагородни.

Според начина на инкрустиране на естетични материали върху неестетичните метални повърхности денталните сплави се разделят на конвенционални, изискващи създаване на механични ретенции за свързване към пластмаси или композиционни материали, и сплави за металокерамика с възможност за химична връзка с порцелановите материали.

БЛАГОРОДНИ ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ

Благородните дентални сплави съдържат предимно благородни метали – групаво название на металите злато – Au; платина – Pt, палатдий – Pd, сребро – Ag, иридий – Ir, родий – Rh, рутений – Ru и осмий – Os. Названието е получено поради високата си корозионна устойчивост (неокисляемост) и неразтворимост в повечето киселини, въпреки че среброто се оксидира и някои не го причисляват към благородните метали. Под скъпоценни метали се разбират металите с висока търговска стойност. В благородните дентални сплави основни компоненти

са златото, палатдия и среброто и тяхното количество се оценява като карат или проба – число, показващо количеството на благородния метал в 1000 тегловни части от сплавта. Често се прибавят неблагородни метали за намаляване на цената на сплавта и като легиращи елементи.

Благородните дентални сплави имат много висока корозионна устойчивост и биологична поносимост. Според G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev благородните метали нямат карциногенно действие, като само за палатдия и медта като компоненти се допуска минимален мутагенен ефект.

Благородните дентални сплави притежават добри механични качества – твърдост по Vickers до 180 и модул на еластичност до 120 GPa. Със специалната структурно насочваща термична обработка затвърдяване механичните качества могат да бъдат повишени с около 20 %.

Благородните дентални сплави се определят като среднотопими сплави – тяхната температура на топене е от 750 до 1150 °C. Високата им относителна плътност – между 12 и 19 g/cm³, малкото им твърдо свиване от 1,37 % до 1,7 % и висока тънколивкост са предпоставка за улеснено и безпроблемно отливане. Добре се припоаяват, а голямата им пластичност и ковкост позволяват студено обработване.

Високата цена на благородните дентални сплави, както и високата им топлопроводност и електропроводност до известна степен ограничават широкото им приложение.

Благородните дентални сплави имат жълт или бял цвят.

Според механичните качества, които се представят като твърдост по Vickers (VHN) и определят предназначението им, благородните дентални сплави се разделят на 4 типа:

1. Тип I – меки с VHN от 50 до 90. Предназначени са за най-малките протезни конструкции – инлеи, обхващащи една – две зъбни повърхности, които се подлагат на малки по стойност натоварвания. Имат голяма пластичност и могат да се занитват в устата чрез студено обработване.
2. Тип II – средно твърди с VHN от 90 до 120. Предназначени са за малки протезни конструкции – овърлеи, обхващащи до три зъбни повърхности.
3. Тип III – твърди с VHN от 120 до 150. Използват се за коронки и мостовидни протези до 4 члена и инкрустиране с пластмаса или композиционни материали.
4. Тип IV – свръхтвърди с VHN над 150. Имат достатъчна механична здравина за изработване на големи мостови конструкции, за инкрустиране с порцелан – металокерамика и за сменяеми моделно ляти протези.

За нуждите на денталната практика се произвеждат стотици благородни сплави, които според състава си могат да се разделят на пет основни групи: (Фиг. 114).

НАИМЕНОВАНИЕ **ПРИБЛИЗИТЕЛНИ ТЕГЛОВНИ** **ТИП** **ЗА МК**
ПРОЦЕНТИ НА КОМПОНЕНТИТЕ

		Au	Ag	Cu	Pt	Pd		
ЗЛАТНО-СРЕБЪРНО-МЕДНИ	проба 916	91,6	4,2	4,2			I	не
	проба 780	78	10	8	1		II	не
	проба 530	53	25	15	1	4	IV	не
ЗЛАТНО-ПЛАТИНЕНИ		70-88			3-10		IV	да
БЛЕДИ ЗЛАТНИ								
златно-паладиеви		50			40		IV	да
златно-сребърни		50	40				IV	не
БЕЛИ БЛАГОРОДНИ								
сребърно-паладиеви			70		25		IV	не
паладиево-сребърни			30		60		IV	да
ПАЛАДИЕВИ					75-80		IV	да

Фиг. 114. Състав на благородните дентални сплави

Златно-сребърно-медните сплави се предлагат в три разновидности:

- С проба 916 или 22 карата. Съдържат 91,6% Au и по равни количества – по 4,2 % Ag и Cu. Златото е много корозионно устойчив, мек, ковък, тънколивък метал с относителна плътност $19,30 \text{ g/cm}^3$, точка на топене 1063°C и наситен жълт цвят. Au и Cu увеличават твърдостта, якостните качества и еластичността на сплавта, като Cu понижава температурата на топене и придава червеникав отенък на сплавта. Златно-сребърно-медните сплави с проба 916 са от първи тип, едрозърнести и хетерогенни, но могат да се хомогенизират при нагряване около 800°C за 30 мин. Нямаат качества за инкрустиране с порцелан.
- С проба 780. Произвеждана е в България по икономически съображения. Съдържа Au 78 %, Ag 10 %, Cu 8 % и Pt 0,5 %. Платината с точка на топене $1768,3^\circ\text{C}$ играе ролята на легиращ елемент за постигане на по-дребнозърнеста структура на

сплавта и затова е от втори тип. Има относителна плътност $15,6 \text{ g/cm}^3$, интервал на топене – $870\text{--}950^\circ\text{C}$. Хетерогенната структура може да бъде подобрена чрез допълнителна термична обработка – хомогенизиране. Не е подходяща за металокерамика.

- С проба 530. Произвеждана е в България по икономически съображения и съдържа Au 53 %, Ag 25 %, Cu 15 %, Pd 4 %, Pt 1 %, Zn 1,5 %, In 0,5 %, Ag 10 %, Zn 2 % и Ir 1 %. Платината, както и паладия с точка на топене $1554,9^\circ\text{C}$ и иридия с точка на топене 2466°C създават много дребнозърнеста структура. Цинкът подобрява тънколивкостта и намалява температурата на топене на сплавта. Поради относително високото съдържание бели метали сплавта е бледо жълта с червеникав отенък, придаван от медта. Хетерогенна е и податлива на преоцветяване в уста в резултат на корозионни продукти. Относителната ѝ плътност е $13,18 \text{ g/cm}^3$, а интервала на топене – $850\text{--}920^\circ\text{C}$. Сплавта е от четвърти тип, но не е подходяща за металокерамика.

Златно-сребърно-медните сплави от 1984 г. не се произвеждат в чужбина и не се сертифицират като дентални сплави от ADA.

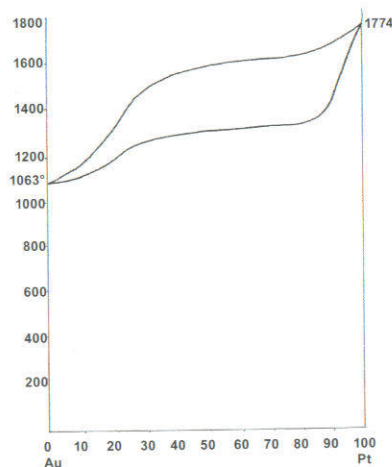
Златно-платинените сплави съдържат злато от 70 до 90 %, платина от 3 до 20 % и легиращи елементи. Платината намалява големината на кристалните зърна и повишава якостта и твърдостта. При количество на платината под 5 % сплавта е с жълт цвят, а над 5–8 % избледнява и побелява (Фиг. 115).



Фиг. 115. Коронки от златно-платинени сплави с по-голямо и по-малко съдържание на платина в сплавта

Като легиращи елементи често се прибавят минимални количества иридий, който е най-корозионно устойчивият благороден метал и рутений, които допринасят и за още по-дребнозърнеста структура на сплавта.

Златно-платинените сплави са от четвърти тип и имат интервал на топене около 1050–1150 °C и най-висока относителна плътност – 19–19,5 g/cm³. Механичните им качества са най-високи в сравнение с другите благородни сплави. Имат максимална корозионна устойчивост и биологична поносимост, което се дължи на хомогенната им структура. Въпреки умерената скорост на кристализация при сплавите с по-голямо съдържание на платина, тегловна ликвация е минимална поради близката относителната плътност на златото (19 g/cm³) и платината (21 g/cm³) (Фиг. 116)



Фиг. 116. Диаграма за състоянието на златно-платинена сплав (по R. Craig и J. Powers)

Вискозитетът на стопилката на златно-платинените сплави е нисък и обуславя тяхната висока тънколивкост.

В златно-платинените сплави за металокерамика се добавят легиращи елементи – мед, иридий, калай, цирконий и др. – за създаване на здрав и тънък оксиден слой за химическа адхезия към денталните керамики.

Въпреки максималната биологична поносимост, приложението на златно-платинените сплави се ограничава от високата себестойност на протезните конструкции, обусловени от високата цена и голямата относителна плътност.

Бледите златни дентални сплави имат бледожълт цвят поради ниското им златно съдържание. Те са от четвърти тип, имат сравнител-

но ниска относителна плътност – около 11–13 g/cm³ и температура на топене 950–1030 °C. Те са най-евтините златни сплави и се прилагат като заместители на златно-платинените сплави, въпреки по-ниските си механични и биологични качества. Разделят се на две групи: златно-паладиеви и златно-сребърни.

Златно-паладиевите сплави съдържат около 50 % злато и 40 % паладий с легиращи елементи – платина, иридий, цинк, калай, иридий, иридий, галий и др., които намаляват температурата на топене, създават дребнозърнеста структура, подобряват тънколивкостта и образуват адхезивен оксиден слой за използването им като сплав за металокерамика.

Златно-сребърните сплави съдържат около 50 % злато, 40 % сребро и подобни легиращи елементи. Тъй като среброто преоцветява в зелено порцелановите инкрустационни материали, тези сплави не се препоръчват за металокерамика.

Белите благородни дентални сплави са най-евтините и леки благородни сплави. Имат бял цвят като неблагородните метали и се разделят на две групи: сребърно-паладиеви и паладиево-сребърни.

Сребърно-паладиевите сплави съдържат около 70 % сребро, 25 % паладий и 5 % цинк и иридий. Относителната им плътност е 10,6 g/cm³, а интервала на топене – 1020–1100 °C. Според твърдостта си се определят като сплави от четвърти тип. Поради високото си сребърно съдържание не се използват за металокерамика.

Паладиево-сребърните сплави съдържат около 60 % паладий, 30 % сребро и 10 % платина, цинк, иридий, калай, галий, манган. Относителната им плътност е 11 g/cm³, а интервала на топене – 1100–1150 °C. Те са от четвърти тип и са най-евтините благородни сплави за металокерамика.

Белите благородни сплави имат хомогенна структура – липсва изявена тегловна ликвация поради близката им относителна плътност и независимо от състава си скоростта на кристализацията е почти еднаква (Фиг. 117).



Fig. 117. Диаграма за състоянието на бяла благородна сплав. (по R. Craig и J. Powers)

Паладият и среброто са склонни към абсорбиране на газове. За получаване на бездефектна отливка не трябва да се използват огнеупорни опаковъчни материали, съдържащи графит или графитни поти за леене. За стопяването на сплавта са подходящи високочестотни генератори, а не открит пламък от газови или бензинови горелки.

Паладиевите сплави се предлагат от 1987 г. за металокерамични конструкции. Те са сравнително евтини, с бял цвят, от четвърти тип. Съдържат около 80 % паладий, а останалите 20 % могат да бъдат мед и тогава се определят като паладиево-медни, злато или кобалт и легиращи елементи – платина, цинк, индий, галий, калай и др. Относителната им плътност е около 11 g/cm³, температурата на топене е над 1200 °C и са най-твърдите благородни сплави – VHN 425.

НЕБЛАГОРОДНИ ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ

Неблагородните дентални сплави съдържат предимно неблагородни метали, които имат малка корозионна устойчивост, оксидират се и са разтворими в киселини. Основните им компоненти са кобалтът, никела, желязото и титана. Понякога могат да бъдат прибавени благородни метали като легиращи елементи.

Неблагородните дентални сплави имат приемлива корозионна устойчивост и биологична поносимост, дължаща се на образуване на пасивиращ слой по повърхността им, който ограничава корозията. Според G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev компонентите им могат да имат карциногенен, мутагенен или алергизиращ ефект.

Неблагородните дентални сплави притежават максимално високи механични качества – твърдост по Vickers – VHN – 200–350 и модул на еластичност от 170 до 350 GPa, което позволява реализирането на много тънки и фини протезни конструкции, независимо от по-трудното им обработване.

Неблагородните дентални сплави се определят като високотопим сплави – тяхната температура на топене е от 1200 до 1690 °C. Ниската им относителна плътност – между 4,5 и 8,5 g/cm³, голямото им твърдостиване от 2 % до 2,5 % и ниска тънколивкост създават проблеми при отливането на протезните конструкции. Трудно се припояват, а ниската им пластичност и ковкост не позволяват адекватно студено преоформяне.

Неблагородните дентални сплави имат ниска цена и тя е причина за широкото им приложение, както и по-ниската топлопроводност и електрическа проводност.

Всички неблагородните дентални сплави имат бял цвят.

Неблагородните дентални сплави се разделят на три основни групи: дентални стомани, дентални хромови сплави и дентални титанови сплави.

Дентални стомани

Стоманите са сплави тип твърди разтвори между желязото и въглерода, когато количеството на въглерода е от 0,01 до 1,7 %. Малките промени във въглеродното съдържание оказват значително влияние върху свойствата на стоманата, като увеличаването му повишава механичните качества и тънколивкостта, но намалява корозионната устойчивост.

В зависимост от алотропните превръщания на желязото (вж. стр. 12) при топлинна обработка на стоманата между въглерода и желязото се образуват различни структури, между които от дентална гледна точка най-съществени са следните: (Фиг. 118)

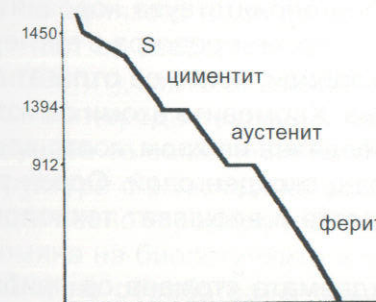


Fig. 118. Термичен анализ – алотропия на стомана (по Ив. Тодоров)

1. Ферит. Представлява твърд разтвор на въглерод в алфа-желязо с обемно центрирана кубична решетка. Малките пространства между кристалите обуславя незначителната разтворимост на въглерода в него – максимално до 0,02 %. Стабилен е при температура под 912 °C. Стоманата с феритна структура е мека и пластична и корозионно неустойчива

2. Аустенит. Представлява твърд разтвор на въглерод в гама-желязо със стенно центрирана кубична решетка и големи междукристални пространства, позволяващи повишена разтворимост на въглерода – до 2,1 %. Стабилен е при температура между 912 и 1394 °C. Аустенитът е най-устойчивата на корозия структура на стоманата, с добри технологични качества за студено преоформяне и е единствената структура на стоманата, която не се привлича от магнит

3. Мартензит. Представлява твърд разтвор на въглерод в алфа желязо, но с повишена концентрация на въглерод, както при аустенита. Получава се чрез термична обработка на аустенита, при която бездифузионно се променя само кристалната решетка на желязото – от стенно в обемно центрирана. Въглеродните атоми не напускат решетката, остават принудително в нея и я деформират до обемно центриран тетрагонален вид. От мартензитна неръждаема стомана с високо въглеродно съдържание (до 1,2 %), която е корозионно неустойчива, но с голяма твърдост и якост, се изработват хирургични, абразивни и режещи инструменти.

4. Циментит. Представлява химично съединение – железен карбид Fe_3C , което се образува над 1394 °C и притежава висока твърдост, крехкост и ниска корозионна устойчивост.

5. Перлит. Представлява евтектична смес между ферит и циментит с голяма податливост към корозия

Когато към стоманата се прибави хром между 13 и 30 %, се получават неръждаеми стомани. Хромът повишава корозионната устойчивост, като образува на повърхността на стоманата много тънък пасивиращ слой от хромови оксиди. Механичното или химично нарушаване на пасивиращия слой благоприятствува корозията. В температурния интервал от 425 до 900 °C хромът реагира с въглерода от стоманата и се образуват хромови карбиди, които се отлагат предимно в междукристалните пространства. Хромовите атоми се изтеглят от кристалната решетка и сплавта обеднява на хром, което води до непълноценно образуване на пасивиращ оксиден слой. Освен това хромовите карбиди повишават твърдостта и влошават технологичните качества на стоманата.

Когато към неръждаемата стомана се прибави никел – от 8 до 11 %, който понижава температурата на образуване на гама-желязото, се получават аустенитни стомани, които могат да запазват аустенит-

ната си структура при обикновена температура. Освен това никелът повишава корозионната устойчивост в киселинна среда, подобрява якостта и пластичните свойства на стоманата и благоприятствува образуването на по-дребнозърнеста структура.

За дентални цели като сплав за изработване на неснемаеми протезни конструкции и за телове се използват неръждаеми аустенитни (хром-никелови) стомани, съдържащи въглерод под 0,1 %, около 73 % желязо, 18 % хром, 8 % никел и 1% легиращи елементи – титан, ниобий, манган, молибден, тантал, силиций и др. Приблизителният състав се определя по инициалите на марката на стоманата. Напр. марка 1/18/9 означава, че стоманата съдържа 0,1 % въглерод, 18 % хром и 9 % никел.

В сравнение с хрома титанът и ниобият реагират по-лесно с въглерода. Въпреки че са в малки количества, тези метали образуват със свободния въглерод титанови и ниобиеви карбиди, като затрудняват реакцията на хрома с въглерода и ограничават получаването на хромови карбиди. Включването им в стоманите позволява да се увеличи съдържанието на въглерод (за подобряване на механичните качества) без да се понижава корозионната устойчивост. Освен това легиращите елементи допринасят за намаляване на зърнистостта на сплавта.

Аустенитната структура на хром-никеловата стомана е най-благоприятна за дентални цели защото има най-висока корозионна резистентност, дребнозърнеста структура и добри механични и технологични качества – относителната плътност – 7,9–8 g/cm³, температура на топене – 1400–1450 °C, твърдост по Vickers – 200–300, модул на еластичност – 170 000 МПа, твърдо свиване – 2 %.

Аустенитната структура, обаче, е нестабилна и при обработване на стоманата лесно се нарушава.

При отливане на протезни конструкции когато стопената стомана започва да кристализира се образува циментит. С понижаване на температурата циментитът се превръща в аустенит. При продължаващо бавно охлаждане аустенитът преминава във ферит. Промяната в кристалната решетка на желязото води до намаляване на разтворимостта на въглерода. Част от свободния въглерод се трансформира до железен карбид (циментит), който се смесва с ферита, образувайки перлит, а друга част от въглерода реагира с хрома до образуване на хромови карбиди. Получава се евтектична хетерогенна едрозърнеста феритно-перлитна структура с включвания от хромови карбиди. Стоманата става по-твърда, лесно кородира и се привлича от магнит. Подобна структура с промяна на биологичните и механични качества се получава и след механично обработване, свързано с пластична деформация.

Феритно-перлитната структура, обаче, до известна степен е обрратима и при нагряване над 1000 °C може отново да премине в аустенитна, която след бързо охлаждане се запазва при обикновена температура.

Когато веднага след отливане опакованата в огнеупорна маса стомана се потопи в студена вода, лошата топлопроводност на огнеупорната маса затруднява бързото охлаждане и аустенитът се смесва с перлит. Последващото механично обработване на протезната конструкция доразрушава аустенитните кристали на стоманата.

За възстановяване на аустенитната структура на стоманените протезни конструкции е необходимо винаги след завършване на механичната обработка да се подлагат на структурно-насочващата термична обработка, наречена аустенизиране. То се състои в нагряване на стоманата в електрическа пещ при 1000–1150 °C за 15–20 min и бързо охлаждане в студен, до 30 °C, 25% – ен воден разтвор на натриев хлорид. Солевият разтвор активира охлаждащото действие на водата чрез елиминиране на слоя от пара, образувана между водата и горещата сплав.

Намаляващата мекота и пластичност на стоманата в процеса на механичното обработване могат да се възстановят чрез рекристализация, при която частично се възвръща аустенитната структура на сплавта. Тя се състои в нагряване на протезната конструкция с подходящ източник на топлина на температура около 1000–1200 °C, която приблизително се определя по светложълтото оцветяване на обекта, за 1 до 3 min и бързо охлаждане в студена вода.

Нестабилността на аустенитната структура при механични въздействия, включително и при дъвкателно натоварване, свързана с промяна на корозионната устойчивост и биологичните качества, невъзможността за аустенизиране на протезните конструкции в клинични условия и в устата и недостатъчната тънколивност ограничават използването на хром-никеловите дентални стомани като основен протезен материал.

Хромови сплави

Хромовите сплави са неблагоприятни дентални сплави, съдържащи хром, кобалт, никел или желязо и легиращи елементи.

Хромът е задължителен компонент, който придава корозионна устойчивост чрез свойството си да образува пасивиращ оксиден слой по повърхността на сплавта. При съдържание под 17 % корозионната устойчивост е недостатъчна за клинично приложение, а ако е над 30 % сплавта е с малка тънколивност.

Кобалтът, никелът или желязото са основни компоненти, осигуряващи механичните и технологични качества на сплавта. В зависимост от тяхното присъствие хромовите сплави се определят като кобалт-хромови, никел-хромови, кобалт-хром-никелови и желязо-хромови (табл. 18).

Таблица 18. Съдържание в тегловни проценти на някои хромови сплави (по К. Anusavice)

СПЛАВ	Cr	Co	Ni	Fe	Mo	Mn	Si	C
Co–Cr	30	62,5	–	1	5	0,5	0,5	0,3
Ni–Cr	17	–	67	–	5	5	0,5	след
Co–Cr–Ni	26	54	14	0,1	4	0,8	0,6	0,2
Fe–Cr	24	6	4	63	2,5	–	–	след

Кобалт-хромови сплави

Кобалт-хромовите сплави са известни в металургията под наименованието стелити. Известни са от 1900 г., но в денталното протезиране се прилагат от 1930 г. Използват се за отливане на сменяеми и несменяеми протезни конструкции.

Кобалт-хромовите сплави съдържат 55–65 % кобалт, 20–30 % хром и около 10 % легиращи елементи – молибден, алуминий, силиций, волфрам, манган, желязо, въглерод, рутений, галий и др.

Кобалтът придава якост и твърдост на сплавта. Молибденът (3–6%) увеличава якостта и намалява зърнистостта на твърдия разтвор между кобалта и хрома. Рутеният (3–6%) повишава тънколивността. Въглеродът до 0,2 % увеличава твърдостта, но над този процент сплавта става крехка, трошлива и с влошени биологични качества поради образуване на хромови карбиди. При термично обработване протезната във въглеродното съдържание уврежда качествата на сплавта. Стопяването трябва да става бързо, като не се препоръчват източници на топлина с открит пламък. Особено вредно е стопяването на сплавта с ацетиленов пламък или волтова дъга (графитни крайници, източници на въглерод). Другите легиращи елементи подобряват механичните и технологични свойства и създават условия за образуване на тънък оксиден слой при сплавите, предназначени за металокерамика.

Кобалт-хромовите сплави имат най-високи механични качества в сравнение с другите дентални сплави. Якостта им на опън е около 700 MPa, модулът на еластичност – 280 GPa, твърдостта по Vickers – над 320. Относителната им плътност е 8–8,5 g/cm³, температурата на топене – около 1450 °C, твърдото свиване – 2,3 % (Фиг. 119).

	VHN kg/mm ²	E GPa	Т.т. °C	Отн.пл. g/cm ³	Тв.свиване %
Co - Cr	320	280	1450	8	2.3
Ni - Cr	280	215	1350	8	2
Fe - Cr	250	200	1250	8	2

Фиг. 119. Механични и физични свойства на хромовите дентални сплави

Кобалт-хром-никелови сплави

Кобалт-хром-никеловите сплави са създадени за производство на часовникови пружини и за денталната практика се предлагат предимно като високоеластични телове с висока корозионна устойчивост.

Съдържат 40–54 % кобалт, 20–26 % хром, 14–19 % никел, до 16 % желязо и легиращи елементи – молибден, манган, берилий, въглерод, силиций и др.

В сравнение с другите хромови сплави те имат най-ниски механични качества.

Никел-хромови сплави

Високите механични качества на кобалт-хромовите сплави, свързани със затруднения при тяхното обработване наложиха създаването на никел-хромовите сплави. Възможностите им за получаване на тънък и здрав повърхностен оксиден слой ги направиха приложими за изработване на металокерамични протезни конструкции вместо скъпите благородни сплави.

Включването на никела като основен компонент вместо кобалта в хромовите сплави води до технологични предимства: намаляване на твърдостта, якостта, модула на еластичност и температурата на топене.

Никел-хромовите сплави съдържат 65–80 % никел, 17–22 % хром и легиращи елементи – алуминий, молибден, силиций, манган, желязо, кобалт, берилий, волфрам и др., които коригират качества на сплавта и създават оксиден слой за връзка с денталните керамики.

Молибденът, алуминият и волфрама повишават якостта и твърдостта, а силицият и магнезият подобряват тънколивкостта.

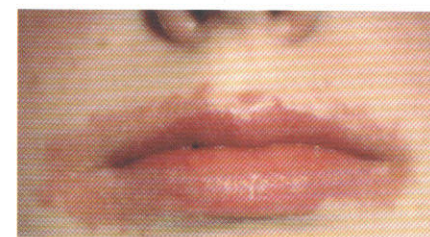
Никел-хромовите сплави имат якост на опън 700–800 МПа, твърдост по Vickers – 200–300, модул на еластичност – 190–215 GPa, отно-

сителна плътност 8 g/cm³, твърдо свиване 2 % и температура на топене 1350 °C (Фиг. 119).

Някои никел-хромови сплави съдържат 1–2% берилий за тънколивкост и понижаване на температурата на топене. Установи се, обаче, че берилиевите пари и прах са токсични в лабораторни условия при недостатъчна вентилация. Въпреки че не са документирани случаи на токсични прояви у пациенти след лечение с подобни сплави, те са потенциално опасни за зъботехниците и съвременните никел-хромови сплави не съдържат берилий (англ. berilium-free).

Съществуват епидемиологични проучвания, които показват, че заболяемостта от ракови заболявания на носа и езика е повишена при работещи в никелови рафинерии. Подкожното имплантиране на никелови препарати у плъхове понякога предизвиква злокачествени новообразувания. Експерименталното въвеждане по орален и кожен път, обаче, не потвърждава канцерогенността на никела. Няма публикувани данни за развитие на рак вследствие на употреба на стоманени ортодонтични телове и имплантати, съдържащи никел.

Никелът е познат като потенциален алерген. Статистическите изследвания представят най-разнообразни резултати, като се приема, че средно 10–12 % от жените и около 6 % от мъжете са алергични към никелови съединения. Публикувани са редица клинични случаи на кожна никелова алергия, особено при пиърсинги. Оскъдни са публикациите за причинени болестни състояния от дентални сплави, съдържащи никел (Фиг. 120).



Фиг. 120. Околоустна алергична реакция след лечение с никел-съдържаща дентална сплав (по G. Schmalz u D. Arenholt-Bindslev)

Тези данни изискват преди лечение с никелови сплави да се изследват пациентите, които имат анамнестични данни за алергия към метали или хранителни продукти, съдържащи твърде голямо количество никел – череши, кафяв ориз, броколи, някои риби, раци и бири.

Поради съществуващата, макар и малка, алергизираща опасност, употребата на никел-хромовите сплави прогресивно намалява, като за металокерамични конструкции се усъвършенствуват други благородни сплави – кобалт-хромови и титанови.

Желязо-хромови сплави

Желязо-хромовите сплави са разработени като заместител на стоманите и имат значително по-добри технологични и биологични свойства, тъй като структурата им не се променя след механична и термична обработка.

Съдържат 30–60 % желязо, 20–25 % хром, до 4 % никел и легиращи елементи – най-често 2 % молибден.

Механичните им качества са подобни на тези на никел-хромовите сплави, а температурата им на топене е най-ниска в сравнение с останалите неблагородни сплави – 1200–1300 °C (Фиг. 119).

Не се произвеждат желязо-хромови сплави за металокерамика.

Титанови сплави

Титанът (Ti) и сплавите му се използват в медицината поради високата им биологичната поносимост, здравина и лекота – относителна плътност – 4,5 g/cm³. Високата корозионна устойчивост се дължи на бързото образуване (за наносекунди) на много тънък (от порядъка на 10 nm) здраво свързан и биологично поносим оксиден пасивиращ слой по повърхността на обекта.

Най-често срещаното съединение на титана – титанов диоксид се използва като бял пигмент. Титанът с азота образува титанов нитрид, който имитира наситения жълт цвят на златото, но с твърдост като на сапфира и карборунда – 8–9 по скалата на Mohs – и се използва за предпазване от корозия и декорация на дентални ротативни и моделажни инструменти.

Титановите сплави могат да се разделят на три типа.

Първият тип сплави представлява почти чист титан – съдържа около 99 % титан и 1% алуминий, ванадий и желязо. Поради физико-биологичната съвместимост с костната тъкан, те се използват широко за производство на импланти.

Вторият тип са титановите сплави с по-значителна добавка на алуминий, ванадий, мед, паладий, никел. Означават се със съответни марки, показващи процентното съотношение на компонентите в сплавта – Ti–6Al–4V, Ti–15V, Ti–20Cu, Ti–30Pd, Ti–13Cu–4,5Ni. Предназначени са за отливане на коронки и мостове. Подходящите механични и физични качества и здравината на оксидния слой позволяват използването им за металокерамични конструкции.

Титановите сплави имат температура на топене около 1670 °C, относителна плътност – 4,5 g/cm³, якост на опън – 500–1000 МПа, твърдост по Vickers – 250–300, модул на еластичност – 100 000 МПа.

Когато титановите сплави се използват за изработване на металокерамични протези, отливането им е свързано с редица трудности: титанът абсорбира газове и трябва да се стопява във вакуум или

в инертна (аргонова) среда; високата температура на топене изисква специални фосфатни и силикатни опаковъчни маси с максимална неупорност; ниската относителна плътност затруднява запълването на отливната форма чрез използване на центробежно леење и е необходимо допълнително налягане върху стопилката и вакуум в отливната форма. За обработването на титановите сплави се предлагат специални скъпоструващи материали и апарати.

Третият тип са никел-титановите сплави, съдържащи 44 % титан и 56 % никел. Създадени са в САЩ под търговското наименование NiTiNol и имат забележителни, дори наречени екзотични, механични качества – много висока еластичност – модул на еластичност 30 000 МПа и много висока якост на огъване. Намират приложение като сокоеластични телове за ортодонтични апарати и за производствени ендодонтични инструментариум.

КОРОЗИЯ НА ДЕНТАЛНИТЕ СПЛАВИ

Корозията на сплавите представлява самопроизволното им разрушаване вследствие на физикохимичното им взаимодействие с околната среда. Корозията е в пряка връзка с биологичните качества на денталните сплави.

Степента на разрушаване на денталните сплави определя естествена корозионна устойчивост – способността на металните материали да се съпротивляват на разрушаващото взаимодействие с корозионната среда.

Корозионната среда определя условията, при които се проявява корозията.

Според корозионната среда съществуват два вида корозия:

1. Химична корозия – процес на взаимодействие на металната повърхност с течни неелектролити или сухи газове. Някои определят химичната корозия като газова корозия. Един от основните фактори, влияещи на протичането ѝ е съдържащия се във въздуха кислород. Всички метали, включително и благородните, се покриват на повърхността с оксиден слой. За защитните свойства на този слой е важна неговата плътност. Някои метали като мед, цинк, кобалт, никел, титан, алуминий и др. на повърхността се покриват с тънък, но плътен оксиден слой, който ги предпазва от по-нататъшно разрушаване – пасивиращ слой. Този слой е здраво свързан при денталните хромови и титанови сплави и ако механично въздействие се отстрани, спонтанно и мигновено се възстановява от хрома и титана от подлежащите слоеве на сплавта. Други метали като желязото и неговите сплави образуват също оксиди.

слой, но той е рехав, не предпазва от корозия и металът продължава да се разрушава в дълбочина.

Химична корозия се проявява и при загряване на денталните сплави в присъствие на газове при технологични процеси топене, отливане, припояване и др. Освен оксиди с кислорода, металите образуват нитриди с азота, сулфиди със сярата, карбиди с въглерода, и др., които представляват сплави тип химични съединения и компрометират биологичните качества на сплавите.

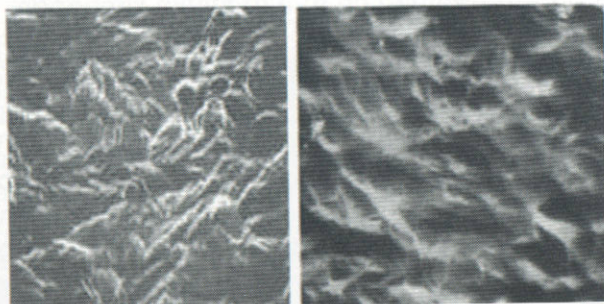
За предпазване от химична корозия при термична обработка на сплавите се използват флюсове.

Флюсовете са субстанции с различен химически състав, които предотвратяват образуването на оксиди и разтварят и редуцират (до свободен метал и кислород) образуваните оксиди. Изборът на флюс зависи от сплавта. Производителите на дентални сплави задължително посочват най-подходящите флюсове. За благородни сплави се използва боракс или воден разтвор на боракс и ортоборна киселина, а за неблагородни – флуориди.

За почистване на металните повърхности от оксиди и замърсявания от огнеупорни опаковъчни материали се прилага химично и електрохимично почистване.

Химичното почистване се състои в потапяне на металните обекти в топли байцове – водни разтвори на киселини – 50 % солна, сярна, азотна, флуороводородна. Металната конструкция се поставя в стъклен съд – колба или епруветка, залива се с байца, затопля се и след няколко минути се измива с вода.

При електрохимичното почистване протезната метална конструкция се потапява в електролит, който представлява киселинен разтвор, и се свързва с положителния електрод на източник на прав ток. Отрицателният електрод е от графит и се потапя в близост до обекта. Пропуска се ток за няколко минути, след което протезата се измива обилно с вода. Ако в електролита се добави глицерин протезната конструкция се полира (Фиг. 121).

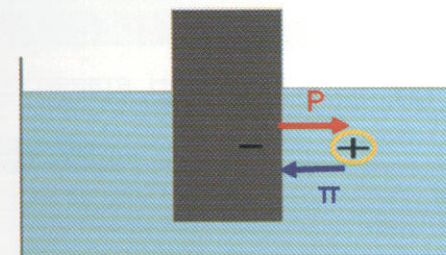


Фиг. 121. Микроскопски вид на дентална сплав преди и след електрохимично полиране (по R. Craig и J. Powers)

2. Електрохимична корозия – процес на взаимодействие на металната повърхност в разтвори на електролити. Тя е най-разпространения вид корозия.

Слюнката представлява йонно-дисперсен електролитен разтвор, съдържащ неорганични електролити – натриев хлорид, натриев карбонат, калциев карбонат, калциеви фосфати и сулфати и др.

Всички метали и сплави, потопени във вода или водни разтвори започват да се разтварят поради привличането на йоните им от полярните водни молекули. В метала се натрупват излишни електрони, а в разтвора – метални йони. Това явление се определя като електролитен разтворен натиск – P . Едновременно с него се пораждат и електростатични притегателни сили между отрицателно натоварения метал и положителните йони в разтвора. Това явление се определя като осмотичен натиск на разтвора – π (Фиг. 122).



Фиг. 122. Разтваряне на метал в електролит.

P – електролитен разтворен натиск; π – осмотичен натиск

Ако електролитният разтворен натиск доминира – $P > \pi$ – металният материал се натоварва електроотрицателно и има отрицателен електричен потенциал, който е характерен за неблагородните метали

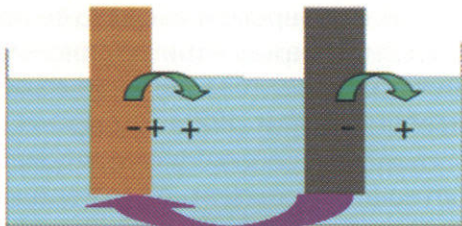
Ако осмотичният натиск доминира – $P < \pi$ – металният материал се натоварва електроположително и има положителен електричен потенциал, който е характерен за благородните метали, медта и живака (Табл. 19).

Таблица 19. Електроден потенциал на чисти метали – компоненти на денталните сплави

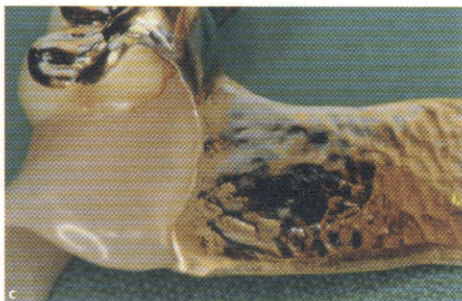
Al	– 1,66	Cu	+ 0,52
Zn	– 0,76	Ag	+ 0,80
Cr	– 0,74	Hg	+ 0,85
Fe	– 0,44	Pt	+ 1,20
Co	– 0,28	Au	+ 1,50
Ni	– 0,25		

Когато в електролитната среда на устата има един метален материал, в зависимост от неговия електричен потенциал той се натоварва електроотрицателно или електроположително. Но тъй като слюнката непрекъснато се подменя, една голяма част от йоните се поглъщат.

Когато в електролитната среда на устата има два материала с различен електроден потенциал става пренос на йони към по-електроположителния метал, което означава, че протича галваничен ток. Електроположителният метал се явява като катод, а по-електроотрицателният метал като анод (Фиг. 123 и 124).



Фиг. 123. Протичане на галваничен ток



Фиг. 124. Отлагане на йони от хромово сплав върху позлатена метална протеза (по G. Schmalz u D. Arenholt-Bindslev)

В устата е възможно галваничният ток да протича между метал и слюнка и между два метала.

Измерването на галваничния ток дава представа за степента на електрохимичната корозия в устата, което се определя като корозионен потенциал. Използува се чувствителен милivolтметър или микроамперметър с голямо вътрешно напрежение. Двата електрода са сребърни, златни или платинов и са свързани с проводници към измервателния уред.

Измерването на корозионните потенциали може да се проведе *in vitro*, извън устата и *in vivo*, в устата.

При измерване *in vitro* като електролит се използва изкуствена слюнка. Известни са различни рецепти за изкуствена слюнка. Метал-

ните образци се потапят в изкуствената слюнка в неметален съд така, че част от тях да остане непокрита. Изчаква се около 30 min за да се отделят металните йони в разтвора. Единият електрод се поставя в контакт с непокритата част на металния обект, а другият се потапя в изкуствената слюнка на разстояние 1–2 mm от образеца и се отчита корозионния потенциал. Ако в изкуствената слюнка са потопени различни метални образци може да се измери електродвижещото напрежение между тях.

При измерване на корозионните потенциали в устата единият електрод се поставя върху почистената с памук и кислородна вода метална повърхност на протезната конструкция, а другият се допира до лигавицата на 1–2 mm от конструкцията. При различни метални обекти в устата с електродите могат да се измерват галваничния ток и съответните електродвижещи напрежения между тях, без да се допира лигавицата.

Степента на електрохимичната корозия в устата се определя от редица фактори:

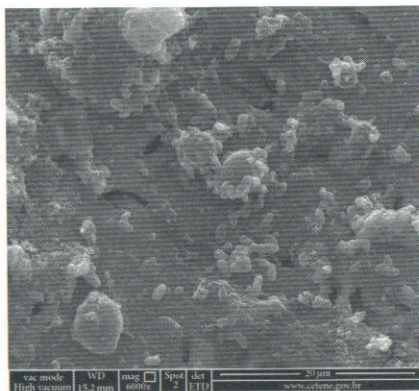
1. Състав на сплавта. Неблагородните метали и сплави имат по-голяма склонност към разтваряне и образуване на йони, отколкото благородните.
2. Наличие на пасивиращи компоненти в сплавта, образуващи защитен пасивиращ слой по повърхността на протезната конструкция, който не позволява по-нататъшно задълбочаване на корозията. В денталните сплави за тази цел се включват хром и титан.
3. Състояние на повърхността на сплавта. Полираните повърхности имат по-малка площ, изложена на въздействието на корозионната среда и затова по-малко кородират. Гладката бляскава повърхност има не само естетично значение, но при металните материали значително намалява корозията.
4. Хомогенност на сплавта. При сплавите постигането на напълно еднородна структура е невъзможно. Кристалните зърна в сплавта имат различен състав, всяко от тях има различен електроден потенциал и между зърната се осъществява пренос на йони и протича галваничен ток (Фиг. 125).



Фиг. 125. Корозия при хетерогенна структура. Кристалните зърна А са по-електроотрицателни спрямо кристалните зърна В. Стрелките показват преноса на йони (по J. McCabe и A. Walls)

5. Чуждите включвания в сплавта от продуктите на газовата корозия или остатъци от огнеупорни опаковъчни материали играят ролята на аноди и отделят йони, които се придвижват към по електроположителните участъци на сплавта.

6. Състав на слюнката. Човешката слюнка е подложена на големи и индивидуални качествени колебания. Наличието на по-голямо количество хлориди като източник на агресивни хлорни йони ускорява корозията. При консумация на кисели храни и напитки, както и при лоша устна хигиена в резултат на по-интензивния бактериален разпад се повишава киселинността и електролитичните свойства на слюнката. В присъствие на голямо количество бактерии върху металните повърхности се натрупва биофилм. Отделят се органични и неорганични киселини и сулфиди, които предизвикват електролитни реакции между метала и биофилма като разтварят пасивиращия оксиден слой. Този феномен в устата е известен като биокорозия или микробно причинена корозия. (Фиг. 126)



Фиг. 126. Електронномикроскопска снимка на биофилм с бактерии и корозионни дефекти (най-тъмните петна) върху повърхност от стомана (по G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev)

5. Дебит на слюнката. Количеството на слюнката е индивидуално и в зависимост от многобройни фактори. Обикновено при нестимулирано слюноотделяне е над 0,1 ml/min, а при дъвкателно-стимулирано слюноотделяне е над 0,7 ml/min, но са възможни и по-големи стойности. Колкото е по-голям дебитът на слюнката, толкова по-добре се почистват тъканите в устата от хранителни остатъци и бактерии. От друга страна, обаче, при по-голям дебит електролитът в устата опреснява и корозията е по-интензивна.

6. Механични фактори. При студено обработване на дентални сплави всяка деформация на кристалните зърна и нарушена правилност на пространствената кристална решетка вследствие на дислокации или ваканции влияе негативно върху корозионната устойчивост. Деформираните участъци стават по-електроотрицателни в сравнение с недеформираните.

По време на дъвкателния акт пасивиращият слой на неблагоприятните дентални сплави се разкъсва и отстранява, но се самовъстановява. Обаче при интензивно триене при някои заболявания на дъвкателния апарат, свързани със скърцане със зъби – бруксизъм – се променя металната структура, тя става по-електроотрицателна и корозията се задълбочава. Феноменът е известен като фретинг-корозия. Наш пациент – бруксоман – се оплакваше от силен непрекъснат метален вкус и изтриване на металните несменяеми протезни конструкции от хром-никелова стомана.

Последиците от корозионните процеси в устата се проявяват следните три направления:

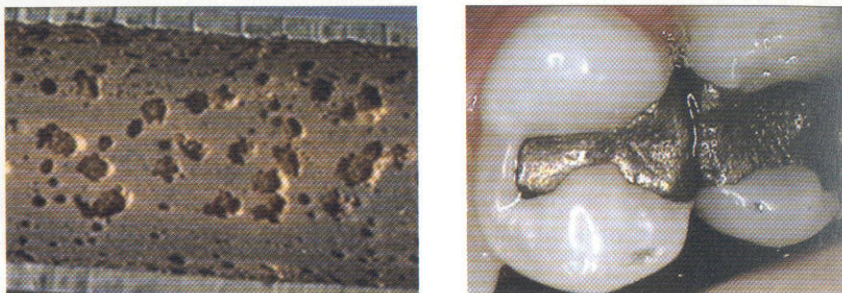
1. Корозията снижава якостните качества на металните материали. Икономическите загуби вследствие на корозията в световен мащаб са огромни. Само в САЩ през 1998 г. те се изчисляват на 276 милиарда долара или 3,2 % от brutния вътрешен продукт.

В устата е възможно след нормален функционален период време металните протезни конструкции да се огънат или фрактурират при обичайни натоварвания поради корозионна умора (корозионно стареене) на сплавите. Корозията според местоположението си може да се разглежда като равномерна и локализирана – питингова, в пнатини, междукристална.

Равномерната корозия протича при сплави с хомогенна повърхност в еднородна корозионна среда и се разпространява по цялата повърхност на сплавта. Практически не влошава механичната здравина, но протезните конструкции губят блясък и потъмняват. Често явление е при наличие на амалга конструкциите от златна сплав, които се преоцветяват в резултат на натрупване на корозионни продукти като живак, калай и сребро върху златната повърхност.

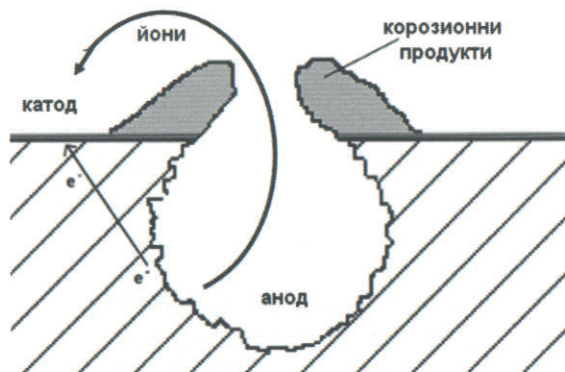
Неравномерната корозия се проявява при хетерогенни сплави, при сплави с увредена структура вследствие на механични натоварвания и агресивна и променяща се корозионна среда като питингова и в цепнатини.

Питинговата корозия е в резултат на протичане на йони от по-електроотрицателните към по-електроположителните участъци по повърхността на метала. Проявява се при високо съдържание на хлор и киселини в слюнката, комбинирани с механични фактори, увреждащи пасивирация слой. Наблюдават се петна – малки вдлъбнатини, забележими по металната повърхност. (Фиг. 127)



Фиг. 127. Питингова корозия

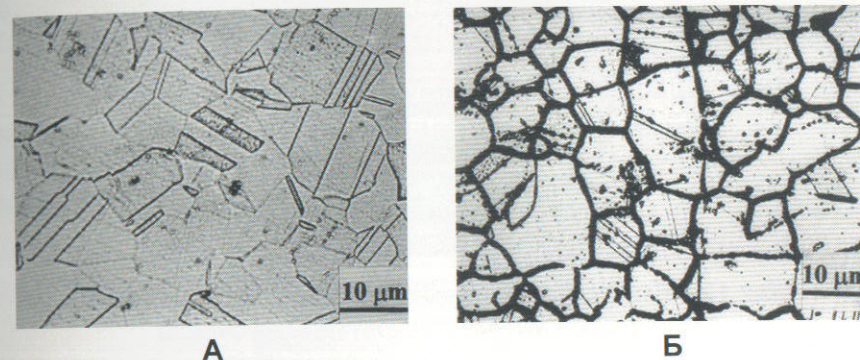
Корозията в цепнатини се проявява в създадени пукнатини в сплавта след студено обработване или вследствие на задълбочаваща се питинг корозия. В пукнатините средата е по-електроотрицателна и играе роля на анод спрямо по-електроположителната неувредена метална повърхност, която се отнася като катод. (Фиг. 128)



Фиг. 128. Схематично представяне на корозия в цепнатина (по J. McCabe и A. Walls)

В резултат на корозията пукнатините се задълбочават и разширяват, а около тях се натрупват корозионни продукти.

Междукристалната корозия се наблюдава около отделните кристални зърна на сплавта. Тя е характерна за денталните стомани след трансформиране на аустенитната структура във феритно-перлитна. Междукристалните пространства се отнасят като аноди спрямо зърната, които са по-електроположителни и прогресивно се разширяват (Фиг. 129).



Фиг. 129. Микроскопски снимки на: А – нормална структура на аустенитна стомана; Б – междукристална корозия на стомана (по R. Craig и J. Powers)

Междукристалната корозия е много опасна, тъй като е незабележима с просто око и рязко снижава механичните качества на сплавите.

2. Токсично и алергизиращо действие на металите и корозионните продукти. В зависимост от степента на корозията металните йони и корозионните продукти в продължение на години се отделят от денталните сплави и се поглъщат с храната и слюнката. Те участват в биохимичните цикли, които могат да се променят. Последствията от поглъщането на малки дози метали настъпват в организма след дълго време, като не е изключено да се отрази и на поколенията. По данни на Световната здравна организация 70 до 80 % от раковите заболявания се дължат на вредни фактори от околната среда. От тях дялът на металите е все още неизвестен. Заболяванията, причинени от метални корозионни продукти се проявяват от 10 до 40 г. след експозицията на вредните вещества, което естествено утежнява доказването на връзката им с рака.

Според G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev редица компоненти на денталните сплави могат да имат карциногенен (Be, Cd, Cr, Co, Ni) и мутагенен ефект (Cu, Fe, Ni, Pd, Sn). Понякога общите и локални прояви са непредсказуеми (Фиг. 130).

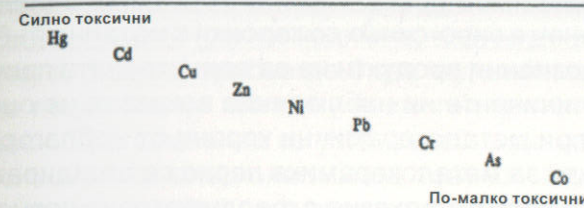


Фиг. 130. Екстраорална реакция след възстановяване с металокерамични конструкции в устата (по G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev)

Някои метали като живак, арсен, олово и др., дори и златото се подлагат на метилиране от микроорганизмите и се образуват много токсични алкилни съединения (С. Генчев.) Като пример е алкилирането на живака и болестта Минамата, засегнала над 2000 души в Япония през 1956 г. Възрастните пациенти са по-чувствителни към химическо въздействие от по-младите. Една от хипотезите за възникване на болестта на Алцхаймер предполага, че тя се дължи на вредното продължително действие на метали в мозъка.

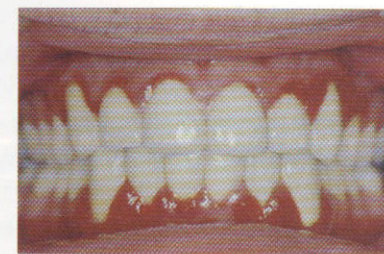
Живакът от денталната амалгама е причина за над 30 хронични заболявания и това е документирано в хиляди клинични случаи на подобрение и възстановяване след отстраняването на амалгамените obturации (The U. S. Department of Health, Agency for Toxic Substances and Disease Registry).

Металите – компоненти на денталните сплави могат да предизвикат алергични състояния и хиперимунни проблеми. Редица метали – компоненти на денталните сплави – са познати като потенциални алергени – никел, кобалт, паладий, злато, мед. Някои аутоимунни заболявания – аутизъм, лупус, ревматоиден артрит, множествена склероза, синдром на Raynaud и др. се свързват с интоксикации от метали и корозионни продукти. (Фиг. 131)

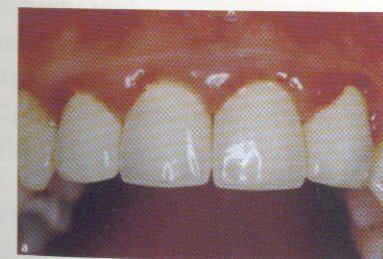


Фиг. 131. Приблизителен ред на намаляваща токсичност на металите въз основа на публикувани данни (по С. Генчев)

Локалните реакции спрямо денталните сплави са подробно изследвани от G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev. Те съобщават за стоматити и гингивити, които понякога персистират въпреки отстраняването на металния материал (Фиг. 132).



Фиг. 132. Гингивит след възстановяване с металокерамични конструкции (по G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev)



А



Б

Фиг. 133. Гингивит след възстановяване с металокерамични конструкции: А – След протезирането; Б – Същият пациент след отстраняване на металокерамичните конструкции и заместването им с пластмасови (по G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev)

Прави впечатление, че локалните прояви на метални интоксикации са значително по-чести при контакт с метали върху кожата, отколкото върху лигавиците.

Едно от локалните проявления на корозията е оцветяването на маргиналният венец в сиво-синьо до коронки с метални ръбове, въпреки че цветните корозионни продукти не са единствената причина за преоцветяването. Клиничните ни наблюдения показват, че оцветяването е по-интензивно при металокерамични корони от неблагородни сплави, тъй като сплавите за металокерамика лесно се оксидират за осъществяването на химическата адхезия с фелдшпатовия порцелан.

Локалното вредно действие на корозионните продукти се съчетава с увреждащото действие на галваничния ток в устата със съответните симптоми на патогалванизма.

3. Патогалванизъм

Приема се, че корозионния потенциал в устата от 50 mV до 100 mV е във физиологична норма, тъй като във всяка жива клетка между протоплазмата и мембраната ѝ съществува потенциална разлика от 30 до 100 mV. При електроотрицателен корозионен потенциал над 100 mV е възможно патологично увреждане на клетките поради нарушаване на техния нормален йонообмен, особено на калиевите и натриевите йони, биохимичните процеси и храненето им (Ив. Тодоров). При наличие на болестни условия възниква заболяване – патогалванизъм.

Клиниката на патогалванизма е подробно изучена у нас от Ив. Тодоров при наблюдение на повече от 700 пациенти, чиито субективни оплаквания и заболявания имат определена връзка с патогалваничните процеси в устата. От субективните оплаквания най-често се среща парене по езика и бузите, болки по езика и бузите, метален, кисел или горчив вкус, сухота в устата, по-рядко увеличено слюноотделяне. При патогалванизъм се установяват рецидивиращи афти, гингивити, стоматити и глосити, лихен рубер планус, лигавична левкоплакия. Екстраоралните прояви на патогалванизма са по-редки, но се срещат гастрити, колити, екземи, дерматози, уртикарии, анемии (Ив. Тодоров). Пациентите могат да се оплакват от главоболие, раздразнителност, обща слабост и др. (Ив. Тодоров, Ю. Каменова).

Диагнозата се потвърждава след измерване на корозионните потенциали в устата с милivolтметър или микроамперметър. След отстраняване на металните протезни конструкции и obturациите с електроотрицателен корозионен потенциал над 100 mV се получава ясен лечебен ефект – в 86,8 % (Ив. Тодоров).

Лекуващият лекар има определена роля за намаляване на последиците от корозията в устата на своите пациенти.

Лекарят по дентална медицина трябва да запознава всеки пациент с възможните здравни последствия от корозията и заедно с него да решава от какъв материал ще се изработят протезните конструкции – безметални, благородни сплави, неблагородни сплави.

Подробната анамнеза за контактна алергия към лакове, бои, козметика, метални предмети (рамки на очила, верижка на часовник, токове на колан, копчета, бижута) трябва да бъде задължителен елемент от анамнезата на пациента, на който му предстои протетично лечение с дентални сплави. При съмнение се установява вида на алергена чрез тестване от специалист-алерголог. След това се изработват конструкции от материали, в чиито състав няма предполагаем или доказан алерген.

Протезните конструкции на всеки пациент трябва да бъдат изработвани от една и съща дентална сплав. Желателно е в историята на пациента да се записва състава на използваната сплав и нейното търговско наименование и при бъдещо протезиране да не се допуска използването на разнородни метални материали.

Лекарят по дентална медицина е необходимо да контролира работата в зъботехническата лаборатория, като изисква стриктно спазване на технологичната дисциплина за изработване на максимално добре полирани метални конструкции с хомогенна структура.

На контролните прегледи лекарят трябва да търси видими прояви на корозия – преоцветяване и потъмняване на полираните метални повърхности, промени в обема и цвета на устната лигавица и да мотивира пациентите за спазване на перфектна устна хигиена. При съмнение измерва корозионни потенциали и предлага нов план за лечение с безметални материали.

ДЕНТАЛНИ ПЛАСТМАСИ

Пластмасите са материали с ниска плътност, топлоизолационни свойства и химическа устойчивост, получени на основата на природни или синтетични смоли. От тях се изработват изделия след съответна термична и механична обработка.

Пластмасите представляват полимери – съединения с високо молекулно тегло (високомолекулни съединения), изградени от многократно повтарящи се нискомолекулни остатъци (мономерни звена), свързани помежду си с ковалентни връзки.

Полимерите се получават от нискомолекулни съединения (мономери) чрез два процеса:

1. Поликондензация (поликондензационна полимеризация) – процес на получаване на полимер от мономер, при който се отделят странични нискомолекулни продукти (вода, алкохол и др.).

Молекулната маса на полимера е по-малка от алгебричния сбор на молекулните маси на изходните мономерни. Чрез поликондензация се получават и обработват в клинични и лабораторни условия някои пластмаси и еластомери. Поликондензацията е свързана с голямо полимеризационни свиване.

2. Полимеризация (адисионна или присъединителна полимеризация) – процес, при който се получава полимер от мономер без отделяне на странични продукти.

Молекулната маса на полимера е равна на сбора от молекулните маси на изходните мономерни. Чрез присъединителна полимеризация се получават и обработват почти всички основни и клинични пластмасови материали. В сравнение с поликондензацията свиването на изходните продукти при присъединителна полимеризация е по-малко.

Способни да полимеризират са съединенията, съдържащи реактивоспособни функционални групи с двойни или тройни връзки или пръстени. Под влиянието на активни химически вещества (инициатори), топлина, ултравиолетови лъчи или йонизиращи лъчения връзките се разкъсват, единичните молекули на мономера се свързват помежду си с ковалентни връзки и се образуват полимерните макромолекули (Фиг. 134).



Фиг. 134. Фактори, които разкъсват реактивоспособните функционални групи на мономера и превръщането му в полимер

Денталните пластмаси полимеризират чрез инициатори, между които най-често се използва бензоиловия пероксид (C_6H_5COO)₂. Под действието на топлина или химически съединения – активатори на инициатора – бензоиловият пероксид се разпада на активни радикали – фенилов и бензилов с отделяне на страничен продукт (Фиг. 135).



Фиг. 135. Фактори, разпадащи бензоиловия пероксид на активни радикали, които разкъсват реактивоспособните функционални групи на мономерите

Свободните радикали разкъсват и активират двойната връзка на мономера и започва процес на иницирана полимеризация, който се състои от три последователни елементарни реакции (Фиг. 136):

1. Активиране на мономерните молекули
2. Растеж на полимерната верига чрез присъединяване на други активирани мономерни молекули.
3. Завършване на полимеризационния растеж чрез насищане на края на полимерната верига с друг свободен радикал.



Фиг. 136. Фази на полимеризацията

При растежа на полимерната верига количеството мономерни молекули, свързани в една макромолекула може да достигне стотици хиляди. Броят им определя степента на полимеризация. Молекулната маса на макромолекулата се получава като се умножи молекулната маса на мономера по степента на полимеризация. Като полимер се определя химично съединение с молекулна маса над 5000. При по-висока степен на полимеризация и по-голяма молекулна маса полимерът има по-добри механични и биологични качества. Оптималната степен на полимеризация се получава при определени условия, от които съществено значение има скоростта на полимеризация. Ако полимеризацията протича бързо, напр. при повишено количество инициатор, или висока температура за неговото разлагане, или повишено количество активатор, макромолекулните вериги остават по-къси. На практика полимеризацията никога не е пълна – част от мономера не се включва в макромолекулите и се нарича остатъчен мономер. При понижена степен на полимеризация количеството на остатъчния мономер се повишава и рязко влошава биологичните качества на полимера.

Образуваните при полимеризацията макромолекулни вериги могат да имат различна структура.

Когато полимеризират само един вид мономерни молекули се получава еднообразна макромолекула – монополимер или хомополимер:



Когато два и повече вида мономерни се смесят и полимеризират заедно се образува макромолекула с различни мономерни звена – кополимер:

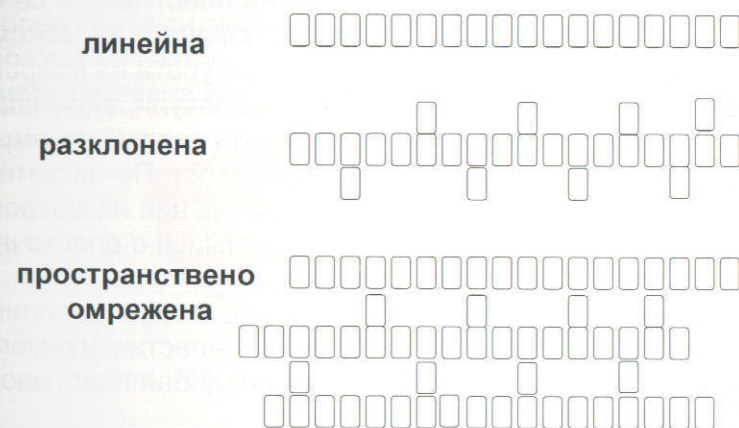


В тези случаи полимеризацията се определя като кополимеризация или съполимеризация. Получените кополимерни пластмаси имат по-добри свойства в сравнение с монополимерните.

Когато полимеризират мономерни с една двойна връзка се образува линейна структура на макромолекулата, като макромолекулите помежду си се привличат от Ван дер Ваалсови сили и слаби водородни връзки.

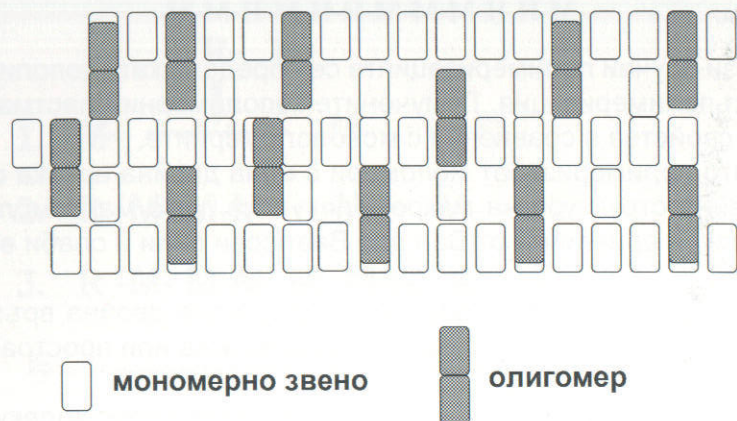
Ако мономерите имат повече от една двойна връзка макромолекулните вериги могат да имат разклонена или пространствено омрежена структура.

При пространствено омрежените полимери макромолекулите свързват помежду си с допълнителни здрави ковалентни връзки. Степента на омрежаване е свързана с повишаване на механичните качества и намалена разтворимост и имбибиция (Фиг. 137).



Фиг. 137. Структура на полимерите

При специфичен технологичен режим някои мономерни могат да бъдат частично полимеризирани, с малък брой мономерни звена в една молекула – най-често две (димонери) – и с молекулна маса под 5000. Такива продукти се наричат преполимери или олигомери и полимеризират като мономерни, но тъй като притежават повече от една двойна връзка придават силно омрежена полимерна структура. При въвеждането им в процеса на полимеризация се определят като омрежаващи агенти (Фиг. 138).



Фиг. 138. Силно омержена структура при наличие на омержеващ агент

Механичните и биологични качества на пластмасите се определят от химическия състав на мономера, големината на мономерната молекула, степента на полимеризация и структурата на макромолекулите. По правило по-големите мономерни молекули, включването на комомери, по-дългите вериги и по-високата степен на омержване придават на полимера твърдост, якост и коравост. По-ниската степен на омержване или спиралообразното разположение на макромолекулите са предпоставки за получаване на пластмаси с еластични свойства.

Така чрез избиране на подходящ състав, степен на полимеризация и макромолекулна структура се получават еластични гумоподобни пластмаси (еластомери) или твърди, стъклоподобни пластмаси (акрилови пластмаси).

АКРИЛОВИ ПЛАСТМАСИ

Акриловите пластмаси са производни съединения на акриловата ($\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COOH}$) и метакриловата ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$) киселина. Открити са от германския химик О. Röhm, който ги патентова и се произвеждат през 1933 г. в САЩ под търговското наименование плексиглас. Първата дентална пластмаса е произведена през 1943 г. в Германия от фирмата Kulzer с търговското наименование Palapont. Акриловите полимери с подходящите си физични, механични, биологични и технологични качества намериха широко приложение в денталната медицина.

Акриловите пластмаси се използват предимно за изработване на плаката и тялото на сменяеми протезни конструкции и ортодонтски апарати, за естетични инкрустации на несменяеми метални протезни конструкции, за временни коронки и за изкуствени зъби.

За да се изработи една протезна конструкция от пластмаса се използва предимно техника на восъчно елиминиране, която накратко се състои в следното: Протезната конструкция се моделира върху гипсов модел от восък. След това се покрива (опакова) с гипсова каша, като се използва специален метален разглобяем съд – кювета, снабдена с винтова преса – бюгел. След втвърдяването на гипса кюветата се отваря и восъкът се отстранява с гореща вода. В образувалата се в гипса кухня (гипсови матрици) се пресова пластмасово пластично тесто, приготвено чрез смесване на полимер с мономер. След допълнителна полимеризация и втвърдяване на пластмасата гипсовата опаковка се разчупва и отстранява и пластмасовата протеза се обработва чрез почистване, шлайфане и полиране.

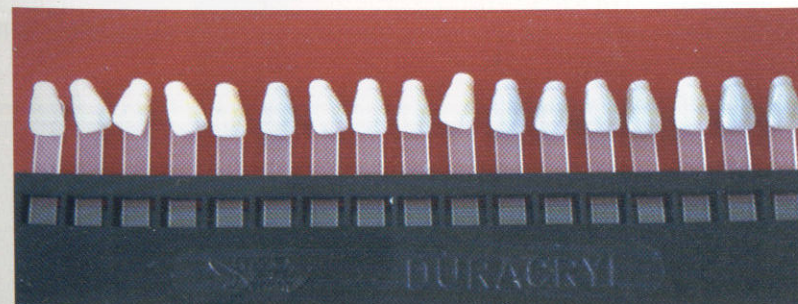
Според цвета си акриловите пластмаси се разделят на:

– розови – в различни отенъци – за имитиране на цвета на венета и устната лигавица (Фиг. 139)



Фиг. 139. Разцветка за розова пластмаса

– бели – с различни нюанси – за имитиране на цвета на естествените зъби (Фиг. 140). Обикновено се предлагат няколко основни цвята, от които чрез смесване в различни съотношения се получават и останалите цветове.



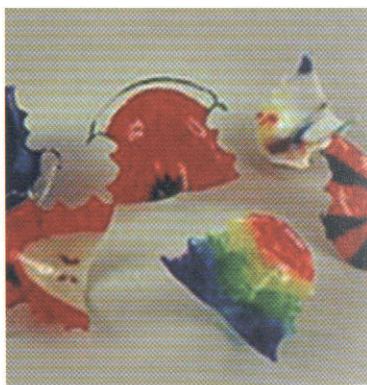
Фиг. 140. Разцветка за бяла пластмаса

– прозрачни (прозрачни) – за коригиране на цвета на белите пластмаси и за протезни плаки в някои случаи (Фиг. 141).



Фиг. 141. Конструкция от прозрачна пластмаса върху работен модел

– декоративно оцветени пластмаси за детски ортодонтични апарати (Фиг. 142)



Фиг. 142. Декоративни оцветени пластмасови конструкции

Според начина на активиране на инициатора акриловите пластмаси се определят като:

- топлополимеризиращи;
- студенополимеризиращи и
- светлинно полимеризиращи.

Топлополимеризираща акрилова пластмаса

При топлополимеризиращите пластмаси полимеризацията протича след топлинно активиране на инициатора.

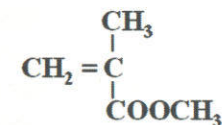
Предлагат се като прах и течност (Фиг. 143).



Фиг. 143. Опаковки акрилова топлополимеризираща пластмаса

Течността, наричана още мономер, съдържа:

1. Метил естер на метакриловата киселина – метилметакрилат (MMA).



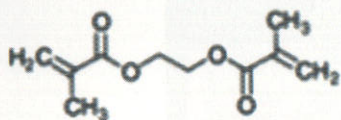
Представлява безцветна лесно запалителна летлива течност със специфична ацетонова миризма и температурата на кипене 100,3 °C. MMA е клетъчна отрова, при контакт с кожата понякога причинява дерматит, а при хронично въздействие уврежда дихателната система и кръвния хемоглобин (Фиг. 144).



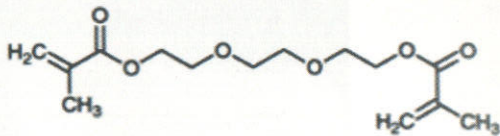
Фиг. 144. Зъболекар с контактен дерматит от MMA (по G. Schmalz u D. Arenholt-Bindslev)

Помещенията, в които се работи с мономер, трябва да имат добра вентилация.

2. Омрежващ агент – мономер или олигомер с две или повече двойни връзки. Най-често се използват етиленгликолдиметакрилат (EGDMA) или триетиленгликолдиметакрилат (TEGDMA) в количество от 5 до 15%.



EGDMA



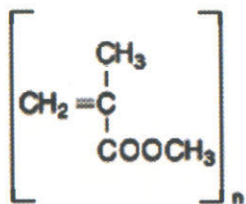
TEGDMA

3. Инхибитор. Инхибиторите са химични съединения, които забавят и спират полимеризацията чрез свързването им с разкъсаните двойни връзки на мономера. Такива са кислорода, евгенола, хидрохинона и др. В течността на акриловите пластмаси се използва хидрохинон в концентрация 0,005%. Той блокира самопризволната полимеризация, което увеличава срока на годност на течността и удължава манипулационното време при обработването на пластмасата.

Течността се съхранява на студено или прохладно място в тъмни бутилки, непропускащи ултравиолетови лъчи, които не се пълнят догоре, за да се използва и инхибиращото действие на кислорода от въздуха.

Прахът, наричан още полимер съдържа:

1. Полиметилов естер на метакриловата киселина – полиметилметакрилат (ПММА). ПММА е термопластичен, с температура на омекчаване около 105 °C.



Получава се в производствени условия чрез полимеризация на мономер по два начина: блоково или емулсионно.

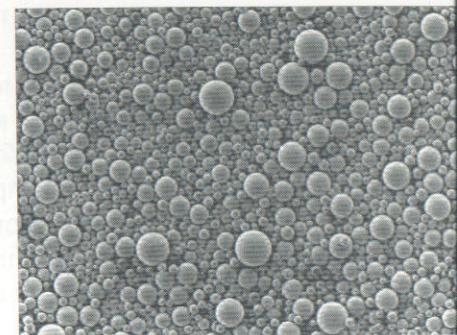
При блоковата полимеризация към мономера се прибавя инициатор, сместа се налива в подходящи съдове и при определена температура се получава блок от полимер, който се надробява и пресява. Полученият прах се състои от частици с неправилна форма (Фиг. 145).

При емулсионната полимеризация мономерът се смесва с вода, прибавя се инициатор и емулгатор (скорбяла) и полимеризацията се

извършва при определена температура с непрекъснато разбъркване на сместа. Полимерът се отделя под формата на малки перлички, които се изсушават и пресяват (Фиг. 146).



Фиг. 145. Полимер, получен след блокова полимеризация (по A. Parrish)



Фиг. 146. Перли от ПММА (по J. McCabe и A. Walls)

Полученият по този съвременен начин полимерен прах се омекчава и разтваря по-добре от мономера и се получава по-хомогенна смес.

В перлите на полимера се включват и останалите съставки на праха на пластмасата.

2. Инициатор на полимеризацията – бензоилов пероксид, в количество от 0,2 до 0,5 %.

3. Пластификатор. Пластификаторите са вещества, които ограничават омекчаването на полимера, придават малка еластичност и така намаляват крехкостта на пластмасата. Подобряват и разтворимостта на полимера в мономера. Предимно се използва нетоксичният дибутилфталат (DBPH) в количество около 5 %.

4. Замътнителите (опакери) се прибавят за намаляване на прозрачността на пластмасата. Най-често се използват цинков оксид в количество около 1,5 % и титанов диоксид около 0,5 %.

5. Оцветителите на пластмасите могат да бъдат органични или неорганични. Органичните оцветители придават розовия цвят (по-тъмен или по-блед) на пластмасата. Понякога към праха се прибавят червено оцветени нишки от вискоза или найлон за имитиране на повърхностните кръвоносни съдове на венеца. С неорганични оцветители – метални оксиди или сулфиди – се оцветяват пластмасите, имитиращи цвета на естествените зъби.

Транспарентните пластмаси не съдържат оцветители и замътнители.

В кристално чист стъклен, порцеланов или полиетиленов съд се смесват прах и течност в обемно съотношение, препоръчано от производителя, най-често 3:1, като се използват приложените към опаковката мерителни съдове, разбъркват се с метална шпатула за цимент и съдът се затваря за продотврътяване на изпаряването на мономера. Сместа се оставя да престои от 5 до 20 min в зависимост от околната температура. През това време една част от мономера разтваря и прониква в полимерните перли, които набъбват, а друга част започва да полимеризира под действието на бензоиловия пероксид. Вискозитетът на сместа се увеличава, при което се различават пет последователни стадия: пясъчен, нишковиден, тестообразен, гумоподобен и твърд. В тестообразния стадий пластмасовата смес е пластична, леко еластична и се отлепва лесно от стените на съда. Само когато е в този стадий, пластмасата се поставя в гипсовите матрици с излишък и се пресова на хидравлична, пневматична или механична преса, след което кюветата се стяга с бюгел за поддържане на налягането по време на топлинната полимеризация.

Времето на обработване (манипулационното време), през което пластмасата е в тестообразна консистенция не трябва да бъде по-малко от 5 min и зависи от температурата на съда и околната среда. Възможно е да бъде удължено, ако праха и течността се съхраняват в хладилник.

Топлинната полимеризация се провежда във водна баня при определен от производителя на пластмасата температурен режим, който осигурява максимални механични и биологични качества на крайния пластмасов продукт. Чрез регулиране на температурата на водната баня се осигурява:

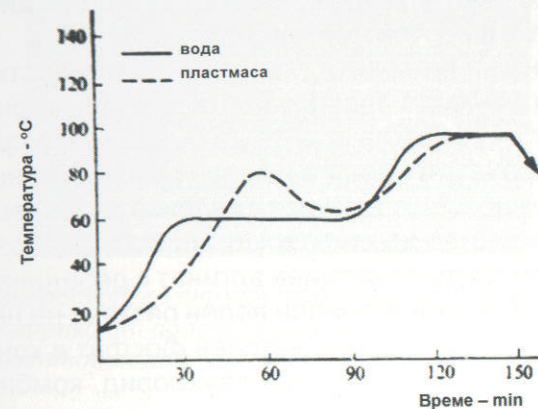
1. Оптимално разлагане на инициатора, което става около 60 °C, създаващо предпоставки за образуване на най-дълги макромолекулярни вериги. Над тази температура разпадането на бензоиловия пероксид става по-бурно, скоростта на химическата реакция се увеличава и степента на полимеризация се понижава.

2. Реакцията на нарастване на полимерната верига е екзотермичен процес и температурата на пластамасовото тесто се повишава с 20–30 °C над температурата на водната баня. Ако сумираната топлина на водната баня и екзотермичната топлина достигнат до 100,3 °C, мономерът започва да кипи и в пластмасата се образуват газови шупли.

3. Допълнително топлинно полимеризиране на нереагирания остатъчен мономер след изчерпване на бензоиловия пероксид.

Най-популярният температурен режим на водната баня е следния: Кюветата с пресованото пластмасово тесто се поставя във водна баня със стайна температура. За 30 min температурата на водата се повишава до 60 °C и се задържа за 60 min. Следва повишаване на

температурата до 100 °C за 30 min, поддържане за 30 min и след това кюветата бавно се охлажда (Фиг. 147).



Фиг. 147. Температурен режим за полимеризация на топлополимеризираща пластмаса (по Ив. Тодоров)

В началото температурата на пластмасата е по-ниска от температурата на водата. При интензивно нарастване на макромолекулярните след около 45 min екзотермичната топлина повишава температурата на пластмасата, но не се достига до критичната температура от 100,3 °C. След 90-тата минута инициаторът се изчерпва, екзотермичният процес се прекратява и повишената топлина на водната баня полимеризира нереагирания мономер. Така втвърдената пластмаса има максимална степен на полимеризация – около 2500, молекулно тегло около 250 000 и малко остатъчен мономер – 0,3–0,5 %.

При бързо загряване на водата температурата на пластмасата може да надхвърли 120 °C, мономерът започва да кипи и химическата реакция се ускорява. Получената пластмаса е шуплеста, с лоши оптични свойства, с ниска степен на полимеризация – около 1800, остатъчният мономер е в голямо количество – над 3 %.

Газови шупли могат да се получат и при спазен технологичен режим, но в дебели протезни участъци, където екзотермичната топлина трудно се неутрализира поради лошата топлопроводност на гипса при неправилно дозиране на полимера и мономера, при използване на пластмасовата смес в нишковидния или пясъчния стадий и при недостатъчно пресоване на пластмасата.

Газови шупли се получават и при овлажняване на пластмасово тесто. Според Н. Тищенко (по Ив. Тодоров) водата и мономерът образуват т. нар. ацеотропна смес, която кипи при 78 °C. Така критичната температура на кипене от 100,3 °C се понижава до 78 °C и въпреки спазване на топлинния режим се получават шуплест продукт. Овла

няване на пластмасата става освен при разбъркването ѝ в мокри съдове, при пипането ѝ с мокри ръце, при неправилно опаковане и лошо затваряне на кюветата, но и при контакт с кристализационната вода на гипса, от който се изработват матриците.

За изолиране на гипсовите повърхности от пластмасовата смес, което предотвратява както проникването на водни пари, така и навлизането на част от мономера в порите на гипса, което променя съотношението между праха и течността и прави разопаковането на протезата почти невъзможно, се използват следните изолиращи материали:

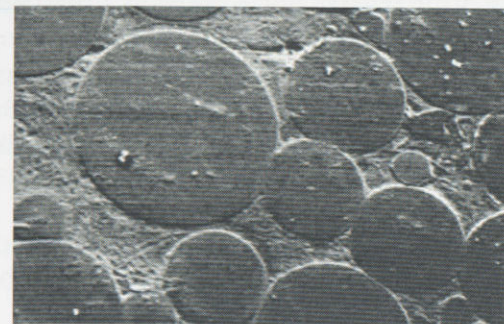
1. Алгинатни разтвори, които в контакт с гипса образуват защитен влагонепроницаем филм от калциев алгинат с дебелина 0,01–0,05 mm. Представяват 1–2 % – ен колоиден воден разтвор на натриев алгинат с прибавка на глицерин, алкохол, натриев фосфат и консерванти.

2. Наситен разтвор на калциев двухлорид, комбиниран с водно стъкло (виж стр. 77).

Физико-механичните и биологични качества на акриловите пластмаси зависят до голяма степен от правилното дозиране на праха и течността, използването на пластмасата в тестообразния стадий, строгото спазване на препоръчания топлинен режим и в поддържане на налягането в гипсовите матрици по време на полимеризацията. При спазена технология ПММА със степен на полимеризация около 2500 има твърдост по Vickers – 17–18, максимална якост на натиск 76 МПа, максимална якост на опън 48–62 МПа, модул на еластичност около 3800 МПа.

Създадени са акрилови пластмаси с повишена якост (англ. high impact strength resins), която се постига чрез кополимеризация на MMA със стирен-бутадиен, бром-метакрилат и полидибромпропилметакрилат, или чрез добавяне на влакнести пълнители – стъклени, от кевлар или полипропилен.

Превръщането на мономера в полимер е свързано с увеличаване на относителната плътност от 0,945 на 1,16–1,18 g/cm³. Тази промяна е причина за обемно свиване, което при чистия мономер е около 21 %. В процеса на полимеризация, обаче, участва само мономер (течността на пластмасата) и крайният продукт представлява полимеризирал мономер, който е свързан с разтворените от него перли на праха (Фиг. 148).



Фиг. 148. Микроскопска снимка на полимеризирала пластмаса - матрикс от прясно полимеризирал мономер, обхващащ разтворените перли на праха (по J. McCabe и A. Walls)

При дозирането на течността и праха в съотношение 1:3, свиващия се мономер представлява една четвърт от пластмасовото тест и полимеризационното свиване на сместа се ограничава до 5 %. Създаването и поддържането на налягане в гипсовите матрици по време на полимеризацията редуцира свиването и така се достига до линейно намаляване на размера на една снемателна протеза с около 0,5 %, което се компенсира от лигавичната податливост на протезното поле и не се чувства от пациента.

Разтворимостта на акриловите пластмаси във вода зависи от количеството на несвързаните с полимерните макромолекули съставки – остатъчният мономер и пластификатора, които се отделят в слюнката и се заместват с водни молекули. Разтворимостта след 7 дни е около 0,02–0,04 mg/cm². В топъл алкохол и други органични разтворители ПММА е разтворим и затова такива средства не бива да се употребяват за почистване на протезите.

Имбибицията на пластмасите е свързана с полярността на полимерните макромолекули. Тя е най-интензивна в първите два дни след полимеризацията, продължава до 100 дни във влажна среда и след това значително намалява. За 7 дни количеството погълната вода е около 0,6–0,8 %. Имбибицията причинява разширение на пластмасата. Изследванията показват, че поради сорбцията на вода от слюнката за един месец една протеза се разширява линейно с 0,03%, а след един месеца – с 0,04 %. Така допълнително се компенсира полимеризационното свиване и протезните конструкции стават по-точни.

Имбибиралият полимер изсъхва и се свива, ако се съхранява на сухо място. Редуването на имбибицията с изсъхване причинява вътрешни напрежения.

решни напрежения в пластмасата и затова пластмасовите протези трябва се съхраняват във вода.

Умората или остаряването на пластмасите се дължи на вътрешни напрежения и се констатира отначало с микроскопични, а по-късно и с видими напуквания. Здравината на протезата намалява и при обичайно дъвкателно натоварване се счупва.

Вътрешните напрежения са следствие от деформации на полимерната структура и се причиняват от многобройни фактори, от които най-съществени са:

- неправилната технология на протезните конструкции, когато след края на топлинния режим кюветите се охлаждат бързо в студена вода;
- наличието на газови и въздушни шупли;
- редуването на имбибиция и изсъхване;
- разликата в термичните обемни изменения на пластмасата и тези на металните и порцеланови елементи на протезната конструкция при температурни технологични промени и при консумация на топли и студени храни;
- отделянето на пластификатора и остатъчния мономер от междумакромолекулните пространства и заместването им с водни молекули;
- неравномерното механично натоварване на протезните конструкции при дъвкателния акт.

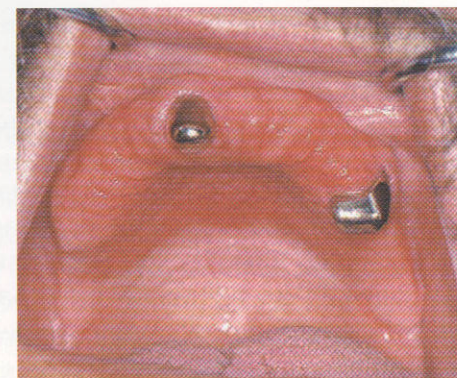
Токсичността на акриловите пластмаси зависи от наличието на остатъчен мономер. При правилна технология малкото му количество от 0,3–0,5 % се отделя в слюнката до 5 години и е в биологично поносима норма. При по-голямо количество остатъчният мономер може да причини локални лигавични увреждания.

За установяване на съдържание на остатъчен мономер над 3 % се прилага следната качествена проба: Протезната конструкция се измива и поставя в чаша с вода. След 24 часа протезата се изважда и към водата се прибавят 2–3 капки 0,1 % воден разтвор на калиев хиперманганат. При наличие на остатъчен мономер, който е преминал във водата, бледорозовият цвят на разтвора се променя в оранжев.

Отстраняването на част от остатъчния мономер от готовата пластмасова конструкция може да стане по два начина: или чрез поставяне на протезата в съд с течаща вода за едно денонощие, което води до отстраняване на остатъчния мономер от повърхностния й слой, или чрез допълнително топлинно полимеризиране за елиминиране на мономера и в по-дълбоките слоеве. Тъй като пластмасата се омекчава

и деформира над 70°C, протезата се опакова и се поставя във водна баня при 70 °C за 7 часа с последващо изваряване за още 1 час.

Акриловите пластмаси могат да причинят алергични реакции, които могат да се предизвикат както от остатъчния мономер, така и от оцветителите, замътнителите, инициатора, инхибитора (Фиг. 149 и 150).



Фиг. 149. Алергична реакция на устната лигавица от остатъчен мономер (по G. Schmalz u D. Arenholt-Bindslev)



Фиг. 150. Екстраорална алергична реакция към акрилова пластмаса (по G. Schmalz u D. Arenholt-Bindslev)

В съвременните пластмаси не се използват кадмиеви соли като оцветители, тъй като са алергизиращи и канцероганни. При съмнения чрез алергични проби се търси алергена-причинител и се използват или транспарентни пластмаси или други полимери.

По повърхността и на най-добре обработената пластмаса съществуват микропори, които се увеличават с остаряването на пластмасата. В тях се задържат зъбна плака, хранителни остатъци, микроорганизми и гъбички, които при лоша хигиена причиняват лигавични възпаления или алергични реакции. Повърхностното замърсяване е причина и за екзогенно преоцветяване пластмасите.

Акриловите пластмаси могат да полимеризират и чрез микровълнова енергия. Протезната конструкция без метални елементи се опакова с гипс в специална пластмасова кувета и след пресоването на пластмасата се поставя в микровълнова печка с мощност 500 W в продължение на 3–5 min. Качествата на получения полимер са подобни както на полимеризиралата във водна баня пластмаса.

Експериментално се проучват и възможности за полимеризация на акриловите пластмаси с аргонов лазер.

Студено полимеризираща акрилова пластмаса

При студено полимеризиращите пластмаси, известни и като самополимеризиращи, бързополимеризиращи и автополимеризиращи, полимеризацията протича след химическо активиране на инициатора.

Използват се предимно за поправки (репаратури) на счупени или дефектни протези от акрилова пластмаса.

Предлагат се като прах и течност (Фиг. 151).



Фиг. 151. Студенополимеризираща акрилова пластмаса

Течността съдържа MMA, инхибитор и омрежващ агент в същите съотношения, както при топлополимеризиращите пластмаси, но към нея е прибавен активатор.

Активаторите са химически съединения, които реагират с инициатора и предизвикват разпадането му на свободни радикали. Те могат да бъдат третични амини, сулфинови киселини и соли на сулфиновите киселини, между които най-често се използва диметил-пара-толуидин (DMPT) в концентрация до 0,75 % или дихидрокси-етил-пара-толуидин.

Прахът има същия състав като на топлополимеризиращите пластмаси, но количеството на инициатора е повишено до 1,2–1,5 %.

Подготовката на пластмасовата смес става по същия начин, както при топлополимеризиращите пластмаси. Наблюдават се и петте

стадия, през които се променя вискозитетът на сместа. При тестообразна консистенция пластмасата се нанася върху предварително изолираните гипсови или овлажнени с мономер пластмасови повърхности и се изчаква втвърдяването, след което протезната конструкция се почиства, шлайфа и полира. По правило студенополимеризиращите пластмаси не се опаковат, а полимеризират на открито и без налягане.

При смесване на праха с течността активаторът предизвиква бързо разграждане на инициатора, който активира мономерните молекули. Растежът на полимерните вериги завършва след 10–20 min. Скоростта на полимеризация се влияе от температурата на околната среда – при 5 °C реакцията почти спира, а над 30 °C се повишава, като екзотермичната температура може да достигне до 90 °C.

Поради високата скорост на реакцията средната степен на полимеризация е около 1800, молекулната маса – 180 000 и остатъчният мономер е между 3 и 5 %. Това обуславя по-малката плътност и по-ниските механични и биологични качества в сравнение с топлополимеризиращите пластмаси. Разтворимостта, имбибицията и токсичността са повишени. Активаторът е причина както за алергични реакции, така и за ендогенно преоцветяване на пластмасата, което се дължи на оксидирането му. Според Рибак и кол. нестабилността на цвета се дължи на активатора на полимеризацията (третичния амин), съдържащ азотни съединения, които се оксидират и реакционните продукти оцветяват пластмасата в жълто-кафяво. По-голямата поръзност на материала е следствие и от липсата на налягане по време на полимеризацията.

Чрез подходящо съотношение между инициатора, активатора и инхибитора са създадени акрилови пластмаси за хидропневматична полимеризация, понякога означени с индексите C+V или K+V след търговското им наименование (Фиг. 152).



Фиг. 152. Пластмаса за хидропневматична полимеризация

Те имат удължено манипулационно време в тестообразния стадий (до 30 min), което позволява продължително нанасяне и моделиране на пластмасата директно върху работния модел. Не се опаковат и полимеризацията им се извършва в апарат за хидропневматична полимеризация във водна баня при налягане 2–6 atm и 93–115 °C за 10–15 min (Фиг. 153).



Фиг. 153. Апарати за хидропневматична полимеризация

Повишеното налягане не позволява кипене на мономера, а механичните и биологични качества са дори по-добри от тези на топлополимеризиращите пластмаси.

Някои фирми предлагат т. нар. течни студенополимеризиращи пластмаси (англ. pour-type, fluid resins). Прахът им е съставен от много малки полимерни перли. При смесването с мономера се образува смес с нисък вискозитет, който веднага се налива в матрици от хидроколоиден отпечатъчен материал или гипс и полимеризира във водна баня при температура от 45 °C или в апарат за хидропневматична полимеризация. Качеството на полимеризирания продукт е по-ниско, отколкото при топлополимеризиращите пластмаси.

Произвеждат се и т. нар. бързи топлополимеризиращи пластмаса (англ. rapid heat-polymerized resins) съдържащи химическа и топлинна иницираща система, които полимеризират в кипяща водна баня за 20 min.

Фотополимеризиращите акрилови пластмаси съдържат в праха си неорганични пълнители и се определят като композиционни материали.

ЕЛАСТИЧНИ (МЕКИ) ПЛАСТМАСИ

Еластичните или меки дентални пластмаси са предназначени за подплатяване (ребазиране) на лигавичната повърхност на сменяеми протези от твърда пластмаса при чувствителна към нараняване лигавица, за изработване на лицеви протези (ектопротези) и лечебни и спортни шини.

Еластичните пластмаси трябва да се свързват здраво към протезната основа, за запазват дълго време еластичността, цвета и обема си и да имат гладка повърхност.

Според химическия състав еластичните пластмаси за ребазирание се разделят на акрилови, силиконови и винилови.

Акриловите твърди пластмаси стават еластични, ако към тях се прибави значително количество – от 30 до 60 % пластификатор – дибутилфталат или дибутилгликолат. Предлагат се като прах и течност и в зависимост от наличието на активатор могат да бъдат топлополимеризиращи или студенополимеризиращи (Фиг. 154).



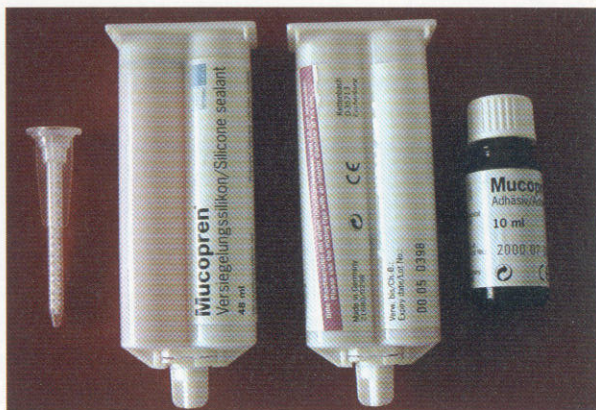
Фиг. 154. Акрилова мека пластмаса за ребазирание

Свързват се чрез здрава химическа връзка с твърдия ПММА. Еластичните им качества, обаче, бързо намаляват, тъй като пластификаторът, включен между макромолекулните вериги е разтворим, отделя се в слюнката и материалът се втвърдява. Имбибицията се повишава, а силно порьозната повърхност се замърсява и в нея се развиват бактерии и гъбички.

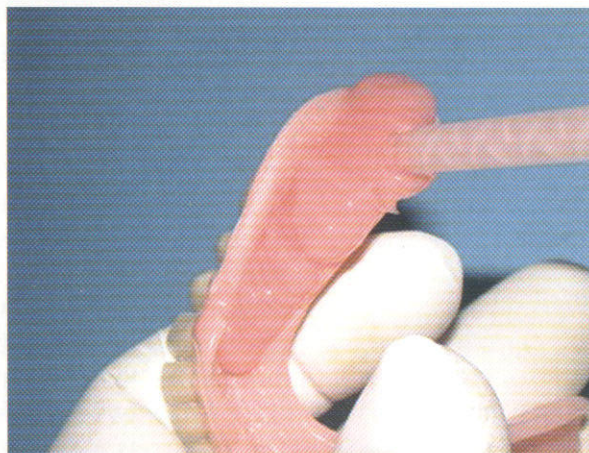
Някои меки пластмаси съдържат хидрофилния акрилов мономер хидроксиетилметакрилат (HEMA), който имбибира голямо количество вода и се еластифицира.

Силиконовите еластични пластмаси имат състав, подобен на силиконовите отпечатъчни материали и се предлагат като картуши за

автоматично дозиране и смесване с пистолет за картуши и смесителни канюли (виж стр. 211) (Фиг. 155).



Фиг. 155. Силиконова мека пластмаса за ребазиране и адхезив



Фиг. 156. Нанасяне на силиконова мека пластмаса върху протезната основа

Чрез поликондензация или полимеризация линейната полимерна верига на основната им съставка – полидиметилсилоксана – се удължава и частично омрежва и материалът придобива еластична консистенция. Връзката с протезната основа е механична и въпреки предварителното награвяване на твърдата акрилова пластмаса за макромеханична ретенция и използване на специални адхезиви, е несигурна. Повърхността на силиконовите пластмаси е много гладка, еластичността им се запазва дълго време, не им бибира, но с времето се деформират. Почистването им от пациента трябва да става мно-

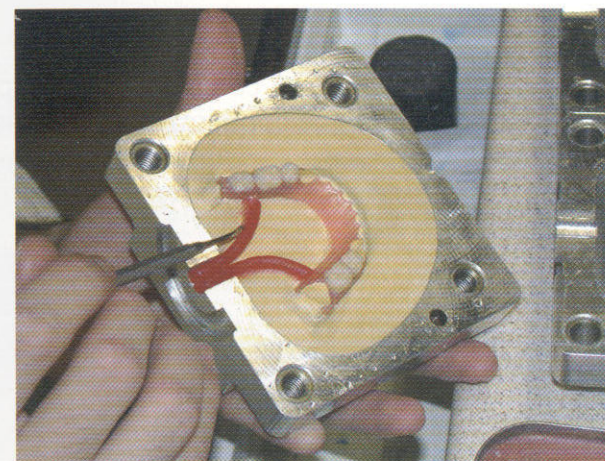
го внимателно, защото могат да се отлепят от протезната основа от твърд ПММА.

Виниловите меки пластмаси представляват полвинилхлоридни или поливинилацетатни полимери с прибавени пластификатори, омрежващи агенти и ултравиолетови стабилизатори за запазване на цвета. Свързват се механично към твърдите пластмаси. Повърхността им е гладка, но с времето се втвърдяват поради отделянето на разтворимия в слюнката пластификатор.

ПЛАСТМАСИ ЗА ИНЖЕКЦИОННА ТЕХНИКА

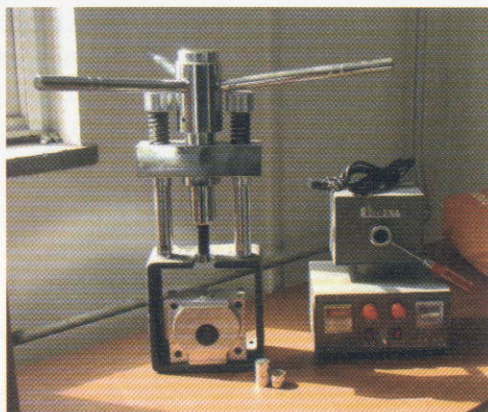
При инжекционната техника за изработване на пластмасови протезни конструкции се използва специална апаратура.

Моделираната от восък протеза се опакова в гипс в разглобяема кювета с отвор за отливни щифтове (Фиг. 157).



Фиг. 157. Монтиране на отливни щифтове към восъчната протеза (Ив. Бурджев)

След втвърдяването на гипса кюветата се отваря и восъкът се отстранява с гореща вода. Кюветата се сглобява, полимерът се поставя в апарат с нагреватели, където се пластифицира. В специална преса през отвора на кюветата се инжектира под налягане топлата течлива пластмаса, която през отливните канали изпълва гипсовата матрица (Фиг. 158).



Фиг. 158. Апаратура за инжектиране на термопластична пластмаса

Кюветата се охлажда, протезата се разопакова, отрязват се отливните щифтове и конструкцията се обработва механично чрез шлайфане и полиране (Фиг. 159).

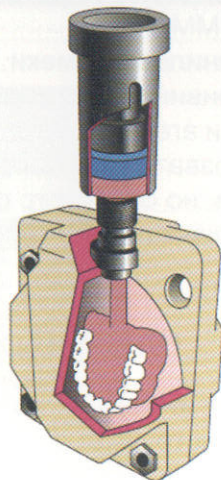


Фиг. 159. Разопакована протеза (Ив. Бурджев)

Пластмасите за инжекционната техника представляват полимеризирала термопластична пластмаса и се предлагат като гранули или цилиндрични блокчета.

Според химичния си състав те могат да бъдат:

Акрилови – представляват фабрично полимеризирала топлополимеризираща акрилова пластмаса с нищожно количество остатъчен мономер.



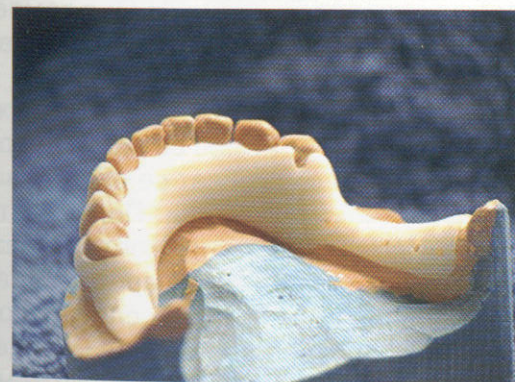
Поликарбонатни – те не имбибират, почти нямат остатъчен мономер, имат висока якост на удар, но и голяма крехкост, която е причина за напукване на снемателните протези. Използват се предимно за фабрични временни коронки.

Полиамидни – популярни с търговското си наименование найлон. Те не имбибират и нямат остатъчен мономер. Използват се за изработване на т. нар. еластични протези (Фиг. 160).



Фиг. 160. Еластични протези от найлон

Полиоксиметиленови (полиформалдехидни, полиацетални) – имат много висока якост и биологична поносимост и се използват като алтернатива на снемателните протези от метални сплави (Фиг. 161).



Фиг. 161. Снемателни протези от полиоксиметиленова пластмаса (ацетал)

ДЕНТАЛНА КЕРАМИКА

Порцеланът представлява фин непорьозен керамичен материал. Производството му се появява най-напред в Китай през 6–8 в. В Европа е получен за пръв път през 1709 г. в гр. Майсен от германския алхимик J. Bottger.

Порцеланът се получава от три природни минерала – фелдшпат, кварц и каолин.

Фелдшпатът е смес от безводни алумино-силикати на калия (ортоклаз, поташ-фелдшпат – $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), на натрия (албит или натриев фелдшпат – $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), а понякога и на калция (анортит – $CaO \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$). Той се топи при 1290 °C, а при температура 1100–1200 °C се превръща в гъста аморфна стъклоподобна маса, която запазва формата на изделието. Ортоклазът придава по-голяма прозрачност, а албитът понижава температурата на топене на порцелана. В някои порцелани фелдшпатът е получен синтетично. При охлаждане част от аморфния фелдшпат кристализира, като се образува левцит ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$).

Кварцът представлява силициев диоксид (SiO_2), който в природата се среща в три модификации: кварц, тридимит и кристобалит. Поради високата си температура на топене – около 1700 °C, повишава вискозитета и намалява свиването при обработване на порцелана.

Каолинът е алуминиев хидросиликат ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) с температура на топене около 1750 °C. Придава непрозрачност и повишава механичните качества на порцелана.

Исходните продукти внимателно се подбират, почистват от чужди примеси, раздробяват и пресяват. Получената смес се нагрява при 1300–1500 °C. Относително по-нискотопимия фелдшпат се разтопява, включва и свързва кварца, каолина и другите суровини. Получената стъкловидна маса се охлажда бързо в студена вода, при което се раздробява и се получава фрит. Парчетата фрит се натрошават, смилат и пресяват и така се получава порцеланов прах. От него след мокро оформяне и термична обработка за синтероване се получава порцелановото изделие. Синтероването е процес, при който частичките на праха се свързват помежду си при температура, по-ниска от температурата им на топене.

Денталните порцеланови материали, известни и под наименованието дентална керамика, могат да се разделят на четири групи според химическия състав:

- фелдшпатови
- алуминиеви
- стъклокерамики
- циркониев диоксид

ФЕЛДШПАТОВИ ДЕНТАЛНИ ПОРЦЕЛАНИ

Фелдшпатовите денталните порцелани съдържат предимно фелдшпат – 75–85 % и малки количества кварц и каолин. Според температурния режим на синтероване на порцелановия прах, която определя до известна степен и предназначението им, се разделят на четири групи:

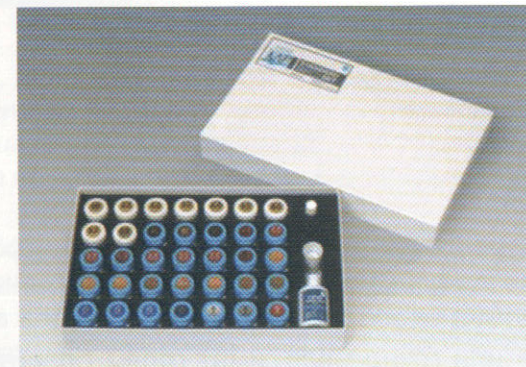
1. Високотопими – с интервал на топене от 1290 до 1370 °C, които се използват за фабрично производство на изкуствени зъби;

2. Среднотопими – с температура на топене от 1095 до 1260 °C, предназначени за индивидуално изработени в зъботехническата лаборатория порцеланови коронки (жакет – коронки), малки мостовидни протези, вставки и вестибуларни фасетки;

3. Нискотопими – с температура на топене от 870 до 1065 °C, предназначени за естетично инкрустиране на метални протезни конструкции – металокерамика.

4. Изключително нискотопими – с температура на топене под 800 °C – за металокерамика и корекции на нискотопимите порцелани.

Фелдшпатовите порцелани за лабораторно изработване на индивидуални протезни конструкции се предлагат предимно като прахове, опаковани най-често в стъклени или пластмасови контейнери – бурканчета.



Фиг. 162. Фелдшпатов дентален порцелан

Прахът представлява фрит с модификатори, оцветители, луминофори, пластификатори, органични оцветители.

Модификаторите, наричани още флюси, представляват калиеви, калциеви, натриеви, бариеви, магнезиеви и др. оксиди, които намаляват температурата на синтероване на порцелана, улесняват свързването между отделните керамични пластове при последователно нанасяне и регулират коефициента на термично разширение.

Оцветителите са метали, метални оксиди, фосфати и алуминати, които при висока температура запазват цвета си.

Луминофорите придават флуоресцентност на порцелана – използват се най-често уранов оксид или оксиди на редки метали.

При смесване на праха с вода пластификаторите слепват отделните порцеланови прахообразни частици и допринасят за образуване на удобна консистенция за моделиране. Използват се декстрин, захар, нишесте, алгинат, поливинилхлорид и др.

Преди синтероването оптичните свойства на бъдещата конструкция визуално не могат да се определят от зъботехника. Затова порцелановите дентинови и емайлови прахове се „кодират“ с органични оцветители – дентиновите предимно в розово, а емайловите в синьо. Така при едновременното нанасяне и моделиране се преценява тяхното местоположение.

Пластификаторите и органичните оцветители изгарят при термичното обработване на порцелана и не променят неговите физични и механични качества.

Върху всяко бурканче се означават цвета на порцелановия прах съобразно най-популярните търговски разцветки – на Vita, Bioform, Ivoclar и др., а според транспарентността им се групират в няколко основни вида: (Фиг. 163)



Фиг. 163. Опакерен, дентинов и емайлов фелдшпатови порцелани

- опакерите или грунд-маси, имат голям опацитет и не пропуска светлината, което се дължи на голямото количество пигменти – метални оксиди на Sn, In, Ti, Zr, Rb, Ba, Zn, Ce и др.
- дентинови маси, притежаващи транслуцентност като на естествения дентин. Те придават преобладаващия цвят на изкуствените зъби и се оцветяват с розови органични оцветители.
- емайлови, които се кодират със сини органични оцветители и след синтероване имат голяма прозрачност за имитиране на транспарентността на емайла.
- глазури, които представляват напълно прозрачен порцелан.
- керамични бои, съдържащи много голямо количество пигментни оксиди. Те почти не се използват самостоятелно, а се

смесват с другите порцеланови маси за придаване на нестандартен цвят на порцелана и имитиране на естествени преоцветявания.

Порцелановите прахове се смесват с дестилирана вода или специални течности (смеси от дестилирана вода, алкохол и глицерин) в зъботехническа палитра до получаване на удобна за моделиране тиксотропна каша с кремообразна консистенция (Фиг. 164).



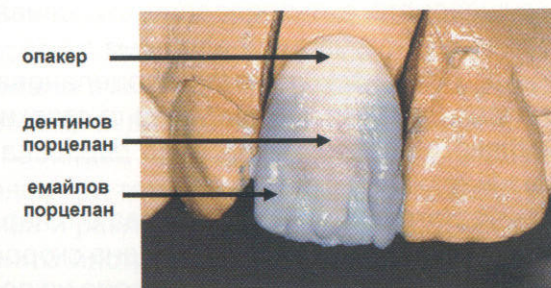
А



Б

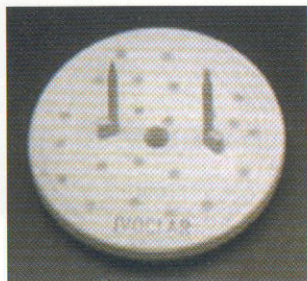
Фиг. 164. Смесване на порцеланови прахове с вода: А – зъботехническа палитра; Б – тиксотропната порцеланова каша от емайлови и дентинови маси не тече благодарение на пластификаторите

Върху работния модел или върху метална или керамична инфраструктура се нанася влажната порцеланова смес в определена последователност на слоеве – първо опакер, после дентинова и емайлова маси и накрая глазура (Фиг. 165).



Фиг. 165. Различни порцеланови маси според оптичните им свойства

Всеки слой се моделира свободоръчно със специални инструменти и четки, кондензира се чрез вибриране за изтегляне на водата от вътрешността на сместа и се подсушава грижливо с филтърна хартия. След това конструкцията се изважда от работния модел, поставя се върху огнеупорна площадка с подпорки и се подлага на термично обработване в контролирана с микропроцесори керамична пещ с нисък вакуум – около 720 mm Hg, който може да се регулира и изключва (Фиг. 167).



Фиг. 166. Огнеупорна площадка с подпорки



Фиг. 167. Вакуумна керамична пещ

Топлинното обработване включва няколко последователни етапа:

1. Изсушаването на мократа порцеланова маса започва при стайна температура и след това при температура около 120 °C – пред вратата на пещта – за изсушаване и на по-дълбоките слоеве в сместа. Изсушаването е съпроводено със свиване поради приближаване на порцелановите частици една към друга.

2. След изсушаването порцелановата маса се нагрява до 600 °C за около 5–10 min. Органичните съставки изгарят, порцеланът леко потъмнява и се получава слабо свързана маса с около 50 % шупли и празни пространства.

3. Нагряването продължава с т. нар. изпичане в пещта с покачване на температурата с определена скорост до около 980 °C за 6–7 min., при която се получава синтероване на порцелановата маса – отделните порцеланови частички се свързват монолитно без да се стопяват. Образува се аморфно фелдшпатово силикатно стъкло, спояващо по-

високотопимите кристални съставки на фрита. Включването на вакуума способствува за бързо и ефективно изтегляне на освободените газове и водни пари от керамичната маса и на тяхно място остават празни въздушни пространства. По-късно вакуумът бавно се изпуска, атмосферното налягане сгъстява и уплътнява порцелана чрез елиминирание на порите.

При тези процеси порцеланът се свива около 18 %, затова още при моделирането конструкцията се уголемява (Фиг. 168).



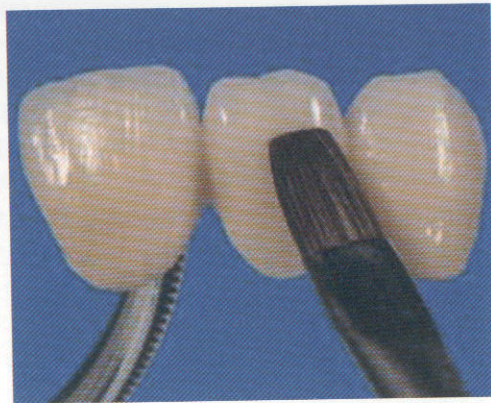
Фиг. 168. Моделирана коронка съобразно свиването на порцелана при синтероване

След определеното време на изпичане порцелановата протеза се оставя да изстине бавно.

Така изпеченият порцелан се оформя с подходящи абразивни диамантени пилители. За прецизно компенсирание на свиването и коригиране на цвета върху него могат да се нанасят нови слоеве порцеланова смеси и керамични бои, които допълнително се изсушават, синтероват и шлайфат до постигане на оптимална форма, цвят и здравина на протезната конструкция.

На този етап порцеланът е с груба, грапава повърхност, силно абразивен, изглежда порьозен и някои го оприличават на бисквита, описаната до тук термична обработка като бисквитно печене.

4. Глазирането на порцелана е последният етап от термичната обработка, при която се получава фин повърхностен стъкловиден глянц и лъскав слой. Получава се по два начина. При т. нар. естествен глазиране порцеланът се нагрява при температура, при която само повърхностният слой се разтопява и разлива, попълвайки неравностите след обработване с абразивните инструменти. При т. нар. преглазиране допълнително се нанася на тънък слой напълно прозрачен порцелан – глазура, която се изпича отделно в пещ с изключен вакуум (Фиг. 169).



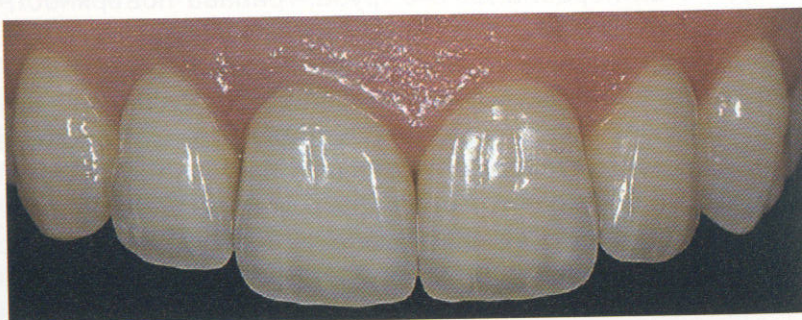
Фиг. 169. Нанасяне на керамична глазура

За всяка търговска марка порцелан производителят дава подробни указания за режима на термично обработване, съобразно който печта се програмира. Обработването на порцелана изисква висока технологична дисциплина, като и най-малките грешки компрометират протезната конструкция. Така например отклоненията в термичния режим могат да причинят необратими структурни промени, при които аморфната стъкловидна маса се превръща в кристална. Този процес, наречен девитрификация или разстъкляване води до рязко влошаване на оптичните и якостни качества на порцелана.

Качеството на всеки порцелан зависи от чистотата на изходните продукти, състава, структурата, температурата на синтероване и технологичната дисциплина.

Денталния фелдшпатов порцелан има превъзходни физични свойства.

Напълно възпроизвежда не само цвета на естествените зъби, но и тяхната транспарентност, транслуцентност, луминесценция и опалесценция, недостижимо от други дентални материали (Фиг. 170).



Фиг. 170. Порцеланови корони (по М. Fradeani)

Глазираният порцелан има висок блясък, подобен на този на естествения емайл. Гладката повърхност не задържа хранителни остатъци, зъбна плака и микроорганизми, подобрява хигиенните условия в устата и елиминира всякаква възможност за екзогенно преоцветяване. Липсата на еднородно преоцветяване допринася за високата цветоустойчивост на материала. Тя, обаче, може да се смята и за недостатък, тъй като с напредване на възрастта естествените зъби потъмняват, а порцелановите остават по-светли.

Порцеланът е топлинен изолатор – с ниска топлопроводност като тази на зъбния емайл, с относителна плътност, почти еднаква с тази на дентина и емайла и близък до този на твърдите зъбни тъкани коефициент на термично разширение.

Денталната керамика не имбибира, не се разтваря в устната среда и няма нито обща, нито локална токсичност.

Липсата на взаимодействие между материала и тъканите на организма определят порцелана като единствения биологично инертен материал.

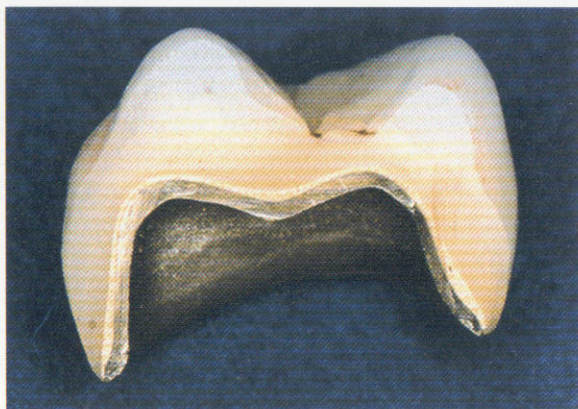
Фелдшпатовият порцелан, обаче, притежава неблагоприятни механични свойства. Той е най-твърдият (VHN около 500) и най-износоустойчив възстановителен материал. Теоретично високата твърдост се свързва с възможността за изтриване на естествените зъби – антагонисти. Тази опасност е реална при изпилени и грапави порцеланови повърхности, но глазирането и полирането значително намаляват риска от абразирание.

Фелдшпатовият порцелан е крехък материал с малка якост на удар, якост на натиск около 150 МПа, якост на опън – около 35 МПа и модул на еластичност около 69 000 МПа. Якостта на огъване е 95 МПа, а фрактурната жилавост – $0,9 K_{Ic}$ (МПа – $m^{1/2}$). По тази причина изцяло от фелдшпатов порцелан могат да се изработват високоестетични, но малки протезни конструкции – коронки и вестибуларни фасети – в сравнително слабо натоварени области на съзъбието.

Високите оптични свойства на фелдшпатовия порцелан определят неговото широко приложение за естетично инкрустиране на протезни конструкции от неестетични материали.

МЕТАЛОКЕРАМИКА

Металокерамиката е метод за естетично инкрустиране на метални протезни конструкции чрез синтероване на фелдшпатов порцелан върху металната сплав (Фиг. 171).

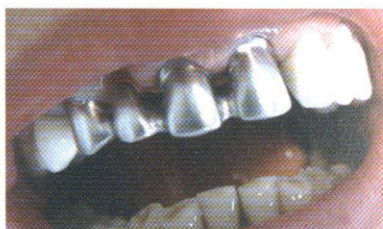


Фиг. 171. Металокерамична коронка

Металокерамичната конструкция се състои от здрава, с висока якост и жилавост метална основа – инфраструктура от сплав за металокерамика, която се покрива с нискотопим или изключително нискотопим порцелан – опакер, дентинова маса, емайлова маса и глазура, създаващ формата и оптичните качества на възстановените зъби (Фиг. 172).



А



Б



В



Г

Фиг. 172. Металокерамична мостова протеза:

- А – металната инфраструктура на работен модел;
 Б – металната инфраструктура в устата на пациента;
 В – инкрустирана с фелдшпатов порцелан протеза;
 Г – конструкцията в устата на пациента

Към сплавите за металокерамика съществуват няколко специфични изисквания:

1. Да имат максимално високи механични свойства, които позволяват отливането на максимално тънка, но с висока якост метална основа, която не трябва да се деформира по време на функция. Механичните качества се представят чрез модула на еластичност на сплавта, който трябва да бъде минимум 100000 МПа. Ако сплавта няма достатъчна якост, инфраструктурата трябва да бъде по-дебела, което изисква или по-голямо, нещадящо изпиляване на естествените зъби, или по-тънък слой порцелан с компромис по отношение на оптичните качества на възстановяването. По принцип при металокерамиката колкото е по-дебела металната инфраструктура, толкова е по-здрава конструкцията и колкото е по-дебел инкрустационния порцелан, толкова тя е по-естатична.

2. Солидус-температурата на сплавта трябва да бъде по-висока от температурата на изпичане на керамичната маса – над 1000 °С. В противен случай при термичната обработка на порцелана е възможно повърхностният слой и тънките ръбчета на металната основа да се стопят и деформират.

3. По повърхността на сплавта трябва да се образува максимално тънък и здраво свързан оксиден слой, който създава химическа връзка между повърхността на метала и опакерния порцелан, който според това предназначение при металокерамиката се определя и като грунд-маса.

Неблагородните сплави притежават естествена склонност към оксидиране, но понякога към тях и винаги към благородните сплави за металокерамика се прибавят лесно оксидиращи се метали – калай, индий, цирконий, желязо, ниобий и др.

4. Коефициентът на термично разширение на сплавта трябва да бъде близък до коефициента на термично разширение на керамичната маса – $12-14 \text{ mm} \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$. При термична несъвместимост между метала и порцелана охлаждането до стайна температура след синтероването предизвиква разкъсване на адхезивните връзки между двата материала и напукване и отделяне на инкрустацията.

За металокерамика се използват благородни – златно-платинени, златно-паладиеви, паладиево-сребърни и паладиеви сплави и неблагородни – никел-хромови, кобалт-хромови и титанови сплави.

Адхезивната връзка между металната сплав и грунд-масата на изпечения върху нея порцелан е химична и механична.

Механичната връзка се постига чрез проникването на разтопения опакер в повърхностните неравности на метала. Микромеханичните адхезивните сили са твърде незначителни и не се влияят от задълбо-

чаването на микроретенциите. Обработването на металната повърхност с пясъкоструен апарат подобрява адхезията, но вероятно поради увеличаване на контактната повърхност между двата материала.

Химичната връзка се постига по два механизма. Първият се състои във възникване на слаби Ван дер Ваалсови сили при плътния контакт между метала и порцелана в резултат на свиването на керамиката при синтероване. Проявлението им зависи и от степента на омокрянето на металната повърхност от порцелановия опакер.

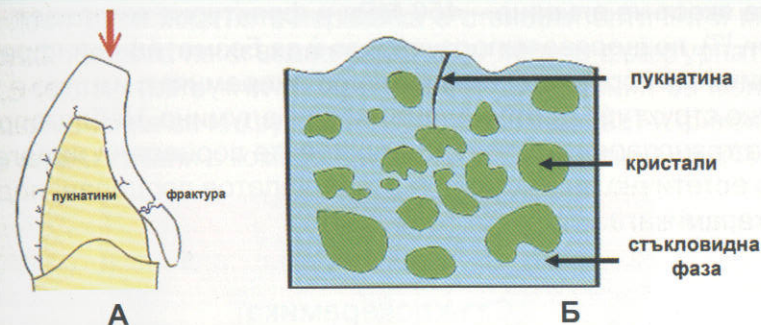
Вторият механизъм се състои в създаване на здрави йонни и ковалентни химични връзки чрез обмен на електрони между оксидния слой на сплавта и стъкловидната фаза, получаваща се при синтероването на грунд-масата. При правилен подбор, физико-механично съответствие на материалите и спазен технологичен режим адхезивните сили са значителни – от порядъка на 30–50 МПа и този механизъм играе първостепенна роля при металокерамичната химична адхезия.

Въпреки трудоемката технология и относително висока цена съчетаването на механичните свойства на металните сплави с благоприятните физични и биологични качества на фелдшпатовия порцелан определят широкото приложение на металокерамичните конструкции в съвременното протезиране.

ВИСОКОЯКОСТНИ КЕРАМИКИ

Ниските механични качества на фелдшпатовия порцелан и все по-нарастващия стремеж за протезиране с безметални конструкции наложи разработването на високоякостни керамични материали.

Повечето керамики имат две структурни фази – аморфна стъкловидна, която придава естетичните качества и кристална, която определя механичните свойства. Колкото повече е стъкловидната фаза, толкова порцеланът е по-прозрачен и транслуцентен и по-добре възпроизвежда оптичните свойства на естествените зъби. Стъкловидната фаза определя и възможността за ецване на порцелана с флуороводородна киселина за създаване на микромеханични ретенционни грапавини и използване на високоестетичните и с голяма якост адхезивни композиционни цименти за фиксиране на протезните конструкции. При по-голямо количество на кристалната фаза се намалява транслуцентността на порцелана, въпреки че тя зависи и от вида на кристалите, но значително се увеличават якостта на огъване и фрактурната жилавост. При нарастващо механично натоварване първоначално в керамиката се образуват пукнатини, които се разпространяват и задълбочават в стъкловидната фаза, докато достигнат до кристална частичка. Това явление определя кристалите в порцелана като спираещи пукнатините (англ. crack stoppers) (Фиг. 173).



Фиг. 173. Схематично представяне на: А – образуване на пукнатини и фрактура на керамична коронка; Б – ограничаване на пукнатина след достигането ѝ до кристална частичка

Съвременните дентални фелдшпатови порцелани съдържат 20–30 % кристална фаза от левцитни кристали, които повишават фрактурната жилавост и регулират термичното разширение, без да влошават оптичните свойства.

Алуминиева керамика

Първата високоякостна керамика – алуминиев порцелан – е създадена през 1965 г. Представлява подсилена с около 50 % кристален алуминиев триоксид фелдшпатов порцелан. Алуминиевият триоксид (Al_2O_3 , корунд) е един от най-твърдите и яки метални оксиди. По-големият дял на кристалната структура води до двукратно повишена якост в сравнение с фелдшпатовия порцелан, но транспарентността и оптичните свойства се влошават (Фиг. 174).



Фиг. 174. Микроскопска снимка на разпръснати кристали от алуминиев оксид в аморфна фелдшпатова стъкловидна структура (по А. Neral)

От 1985 г. се произвежда керамика с високо съдържание, около 85 %, на алуминиев оксид с преобладаващо кристална структура. По-

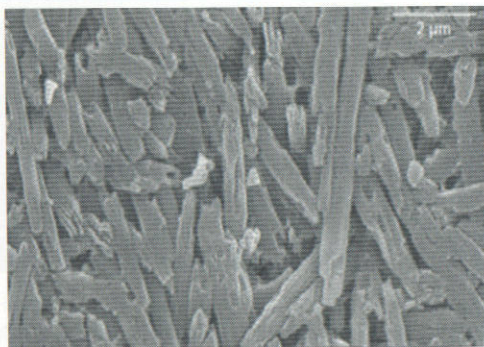
високата якост на огъване – 450 МПа и фрактурна жилавост – $3\text{--}5 K_{Ic}$ (МПа – $m^{1/2}$). позволява използването ѝ за безметална инфраструктура за единични коронки. Произвежда се и керамика с изцяло – 99,5 % – кристална структура от алуминиев оксид – алумина. Неблагоприятната липса на транспарентност на алуминиевите порцелани налага допълнително естетично инкрустиране с фелдшпатов порцелан, подобно на металокерамиката.

Стъклокерамика

Стъклокерамиките представляват порцелани, които се оформят в стъкловидно състояние и след това се подлагат на термична обработка за превръщане на част от структурата им в кристална за подобряване на механичните и физични свойства. Произвеждат се две основни групистъклокерамики

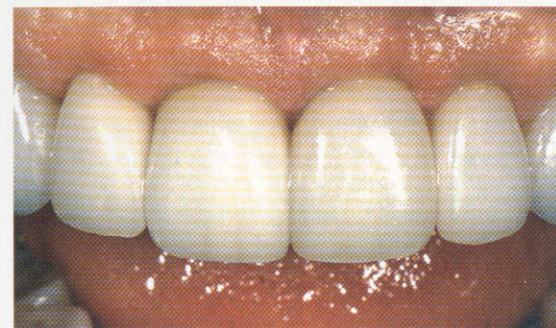
– Стъклокерамики, инфилтрирани с левцитни кристали, с алуминиев оксид и циркониев оксид. След синтероване стъкловидната фаза е алуиносиликатно стъкло, а кристалната фаза е около 55 % от левцитни, алуминиеви и циркониеви кристали. Инфилтрираните стъклокерамики имат якост на огъване около 200 МПа и фрактурна жилавост $2,5 K_{Ic}$ (МПа – $m^{1/2}$)

Литиево дисиликатната керамика се получава от кварц, литиев диоксид, фосфорен оксид, алуминиев оксид, калиев оксид, метални оцветители и др. компоненти. Изходните материали се стопяват и изливат в стоманени форми. След охлаждането се получават блокчета или цилиндри със стъкловидна структура. От тях се изработва протезната конструкция чрез пресоване или CAD/CAM – техника. След това конструкцията се подлага на термична обработка, при която по-голямата част от аморфната структура – 70 % – се превръща в игловидни кристали от литиев дисиликат (Фиг. 175).



Фиг. 175. Микроструктура на литиево дисиликатна керамика – кристали литиев дисиликат, свързани със стъкловидна матрица (по материали на Ivoclar Vivadent)

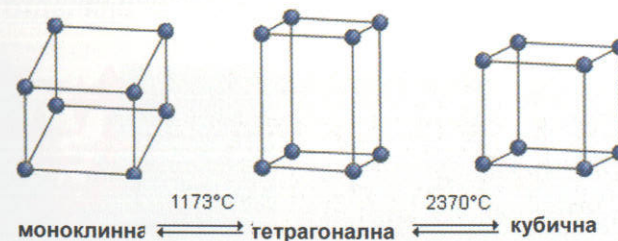
Литиево дисиликатната керамика е с високи оптични и механични свойства. Якостта на огъване е 350–400 МПа, а фрактурната жилавост – $3,5\text{--}4,5 K_{Ic}$ (МПа – $m^{1/2}$). Протезните конструкции са монолитни, само по изключение се инкрустират и могат да се ецват и фиксират към твърдите зъбни тъкани с композиционни адхезивни цименти (Фиг. 176).



Фиг. 176. Монолитни коронки на резците от литиево дисиликатна керамика

Циркониев диоксид

Циркониевият диоксид (ZrO_2) в зависимост от температурата съществува в три кристални форми. При температура до 1173 °C представлява моноклинни кристали и се намира в природата като минерала баделеит, между 1173 °C и 2370 °C е с тетрагонална кристална решетка, а над 2370 °C до температурата на топене – 2690 °C е с кубична кристална решетка, получава се синтетично за имитация на диаманта предимно за бижутерийни цели, където е известен под неправилните наименования циркон или цирконий (Фиг. 177).

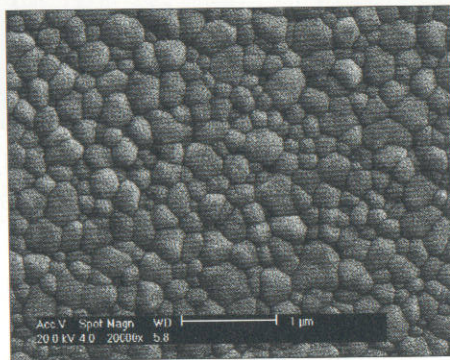


Фиг. 177. Алотропни модификации на циркониевия диоксид

Тетрагоналната структура притежава най-високи механични, физични и биологични качества. Тя, обаче е нестабилна и при охлаждане до стайна температура се трансформира в моноклинна структура, което е съпроводено с увеличаване на обема и разрушаване на мате-

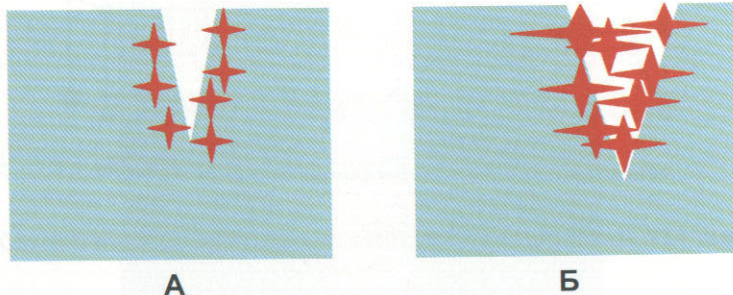
риала. От 1975 г. е известно, че тетрагоналната структура на циркониевия оксид може да се запази чрез добавка на метални оксиди. Така през 80-те години се произведе циркониев диоксид, наречен керамична стомана, използващ се във високотехнологичните производства. След 2005 г. с усъвършенстване на компютърната машинна обработка на керамичните материали се използва за дентални цели.

Денталният циркониев диоксид съдържа 95 % ZrO_2 и 5 % Y_2O_3 – итриев оксид, който стабилизира тетрагоналната структура при стайна температура. Структурата на циркониевия диоксид е изцяло кристална, без стъкловидна фаза и се определя като итриево тетрагонални циркониеви поликристали (англ. yttria tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) (Фиг. 178).



Фиг. 178. Микроскопска снимка на итриево стабилизирани циркониев диоксид (по I. Denry и J. Kelly)

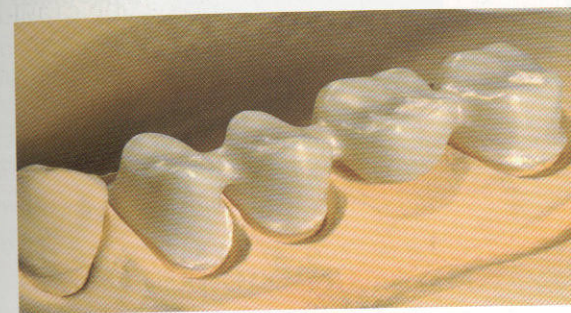
Тази структура придава максимално високи и уникални механични качества – якост на оъване около 1000 МПа. Високата фрактурна жилавост – $10-11 K_{Ic}$ (МПа – $m^{1/2}$) се обяснява с това, че при възникване на пукнатина от механично натоварване тетрагоналната структура около нея се променя в моноклинна, която при разширението си от 2 до 5 % притиска и стяга пукнатината и ограничава нейното задълбочаване (англ. „clamping effect“) (Фиг. 179).



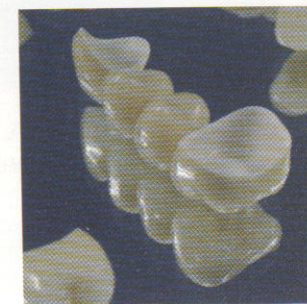
Фиг. 179. Схематично представяне на развитие на пукнатина в циркониевия диоксид: А – възникване на моноклинни кристали; Б – разширение на моноклинните кристали и стягане на пукнатината

Голямата твърдост на циркониевия диоксид – VHN – 1300 – създава значителни технологични затруднения при оформянето на протезните конструкции. Очакваната висока абразивност спрямо зъбните антагонисти налага перфектно полиране или глазиране.

Циркониевият диоксид е с бял, неестетичен цвят, без транспарентност (Фиг. 180).



А



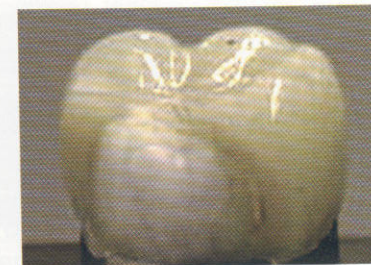
Б

Фиг. 180. Мостовидни конструкции от циркониев диоксид:

А – неестетична инфраструктура;

Б – инкрустирани с фелдшпатов порцелан

За естетизиране и глазиране се инкрустира с фелдшпатови порцелани или стъклокерамики. Поради липсата на стъкловидна структура връзката към инкрустационните порцелани е несигурна – чрез капиларно проникване в повърхностните плитки междукристални пространства на циркониевия диоксид и от силите на натиск в резултат на свиването при синтероване на порцелана. Адхезията е твърде слаба – 12–26 МПа, докато при металокерамиката е 35–60 МПа. При дъвкателния акт се създава реална опасност от адхезивни фрактури с отчупване и отделяне на инкрустацията (Фиг. 181).



Фиг. 181. Адхезивна фрактура и отделяне на инкрустационния фелдшпатов порцелан с разкриване на неестетичната инфраструктура от циркониев диоксид (по I. Denry и J. Kelly)

Това усложнение не подлежи на клинична репарация и понякога налага много трудното сваляне и преработване на протезната конструкция. Затова в последно време някои производители предлагат циркониев диоксид с повишена трансlucentност и бои за допълнително повърхностно оцветяване, с които при някои клинични ситуации, особено при дистални зъби, отпада необходимостта от инкрустиране. Полирането с диамантени гуми и пасти, обаче е много трудоемко и продължително (Фиг. 182).

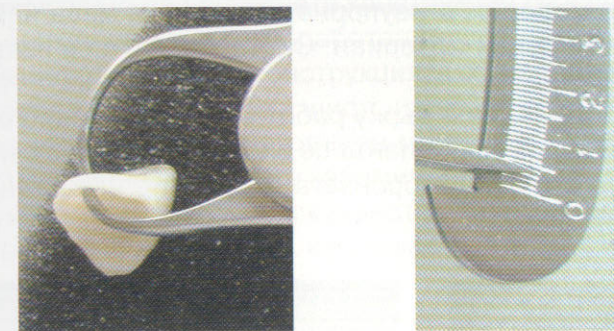


Фиг. 182. Мостовидна протеза изцяло от циркониев диоксид, без инкрустационен порцелан

Изцяло кристалната структура на циркониевия диоксид, без следи от стъкловидна фаза не позволява ецване и прилагане на адхезивно фиксиране към твърдите зъбни тъкани с композиционни цименти.

Друг недостатък е стареенето на итриево стабилизирания циркониевия диоксид. Този феномен, наречен в изследванията low-temperature degradation, се установява при дълготраен престой на опитни образци в автоклав при 150–400 °C. Съобщава се, че част от тетрагоналната структура се трансформира в моноклинна и механичните качества на материала намаляват до 30 %. Макар че в устата такива условия не съществуват, се подозира, че в най-силно натоварените, подложени на опън участъци на мостовидни протези е възможна подобна промяна в структурата на материала. Понастоящем се правят опити за стабилизиране на тетрагоналната структура на циркониевия диоксид със сериен оксид – CeO_2 , който незначително променя структурата си и не старее.

Независимо от тези недостатъци, огромната здравина на циркониевия диоксид позволява изработване на много тънки протезни конструкции с минимално инвазивно, щадящо препариране на твърдите зъбни тъкани, което при използване на други неметални материали е невъзможно (Фиг. 183).



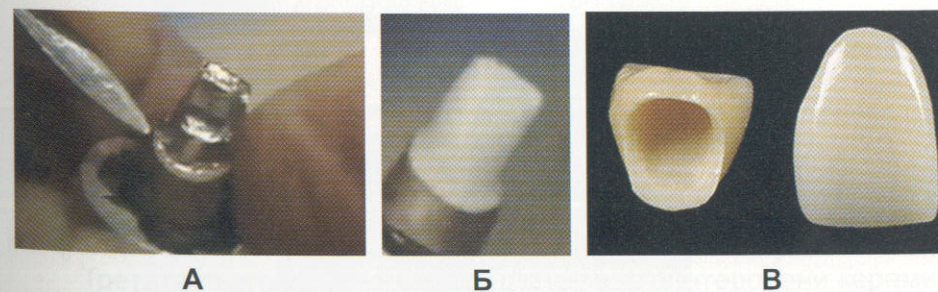
Фиг. 183. Изцяло циркониева коронка: А – измерване с дебеломер; Б – показания на дебеломера – 0,4 мм

ТЕХНОЛОГИЯ НА ДЕНТАЛНИТЕ КЕРАМИКИ

Денталните керамики се произвеждат в различни търговски форми, които изискват съответни методи за оформяне на протезните конструкции.

Първата търговска форма е като прахове, които се смесват с де-стилирана вода или специални течности и се моделират свободоръчно върху работен модел или инфраструктура. Така се предлагат фелдшпатовите порцелани и инфилтрираните керамики. След завършване на моделажа материалът се подлага на термична обработка за синтероване. Керамичната маса може да се нанася върху:

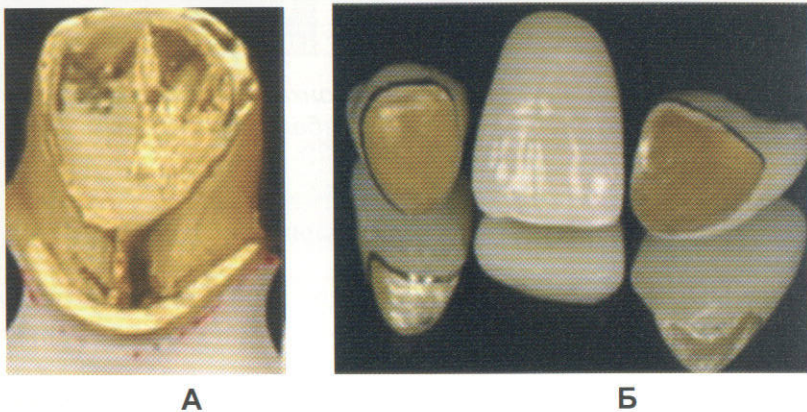
– гипсов работен модел със скроено и адаптирано върху него много тънко фолио с дебелина 0,025 mm от чиста платина, която има температура на топене 1769 °C, издържаща на температурата за синтероване. Моделираният порцелан се изважда от модела заедно фолиото, синтерова се във вакуумна пещ и накрая фолиото се отстранява (Фиг. 184).



Фиг. 184. Изработване на керамична коронка върху платинено фолио: А – адаптиране на фолиото върху гипсовия модел; Б – нанесен опакерен порцелан върху фолиото; В – завършена керамична коронка след отстраняване на платиненото фолио

– работен модел от огнеупорна опаковъчна маса или специален термоустойчив моделен материал. Синтероването се извършва заедно с модела.

– електронапластено върху работния модел фолио от чисто злато с дебелина 0,2 mm. Порцеланът се синтерова заедно с него и остава във вътрешната страна на коронката. Методът е известен като галванокерамика (Фиг. 185).



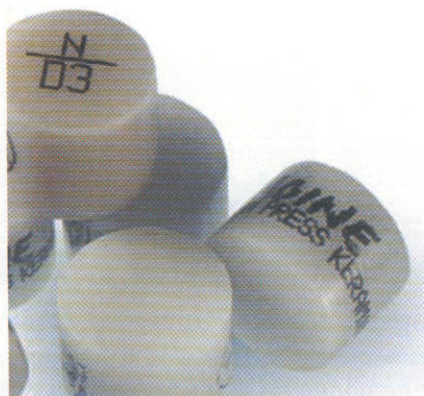
А

Б

Фиг. 185. Галванокерамика: А – електронапластено златно фолио върху работния модел; Б – завършени коронки

- инфраструктура от дентална сплав – металокерамика.
- инфраструктура от високоякостна керамика

Втората търговска форма представлява блокчета с цилиндрична форма, които се лят или пресоват (Фиг. 186).



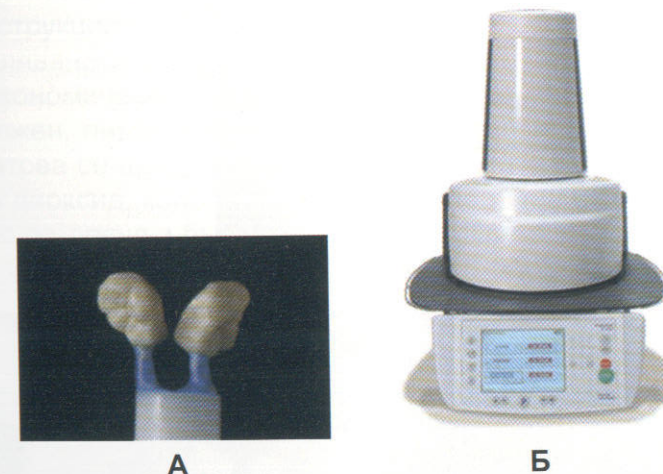
Фиг. 186. Керамични блокчета с цилиндрични форма за прес-техника

За изработване на протезната конструкция се използва техника на восъчно елиминиране. Върху работен гипсов модел или керамична или метална инфраструктура конструкцията се моделира от восък, към нея се прикрепва дебел отливен щифт, изважда се от работния модел и се опакова в огнеупорен опаковъчен материал. След отстраняване на восъка и нагряване на муфата керамичното блокче се разтопява и оттечнената керамика се изпълва кухината в опаковъчната маса.

Вкарването на втечнената керамика може да стане по два начина:

При първия начин се използва центробежна сила в специален апарат за нагряване и отливане на керамика. Методът е подобен на лееенето на денталните сплави и е известен като лята керамика.

Вторият начин е по-модерен – втечнената керамика се инжектира в кухината, образувана от опаковъчната маса. Методът се нарича прес-техника. Използува се специално разработена за целта пещ-преса. Състои се от нагреватели за стопяване и втечняване на керамичните блокчета и устройство с бутало, което инжектира керамиката в кухината в опаковъчния огнеупорен материал (Фиг. 187).



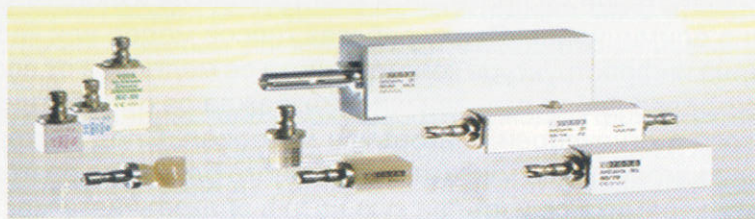
А

Б

Фиг. 187. Прес-керамика: А – моделирани от восък корони с отливни щифтове; Б – пещ за прес-керамика

Като блокчета за лееене и пресоване се предлагат стъклокерамики, фелдшпатови и алуминиеви порцелани.

Третата търговска форма представлява синтеровани керамични блокчета с форма на паралелепипед и метален държател за компютърно-машинна обработка (Фиг. 188).



Фиг. 188. Синтеровани керамични блокчета за CAD/CAM – техника

Компютърно-машинната обработка, известна като CAD/CAM (от англ. computer-aided design/computer-aided manufacturing) е въведена за пръв път през 1980 г. от Mörmann и Brandestini в Цюрих, Швейцария и непрекъснато се усъвършенствува. Днес съществуват различни системи, като всички са снабдени със сканиращо устройство, мощен компютър с монитор и изпиляваща машина.



Фиг. 189. Апаратура за CAD/CAM – техника

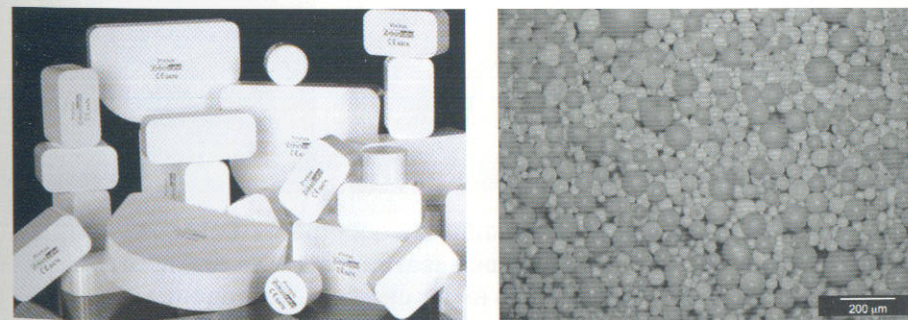
Накратко принципът на работа е следния: Препарирания в устата зъб, или отпечатък, или работен гипсов модел, се сканира и информацията се изпраща в компютъра. На монитора му със специален софтуер се моделира виртуално протезната конструкция. Триизмерния образ на конструкцията се съхранява в паметта на компютъра. Избира се подходящо по размер и цвят керамично блокче и се монтира в изпиляващата машина. Тя е снабдена с няколко работни глави и подходящи пилители. При дадена команда започва изпиляването на блокчето под водно охлаждане със сложни, координирани от компютъра движения на пилителите. За няколко минути от керамичното блокче се оформя протезната конструкция (Фиг. 190).



Фиг. 190. CAD/CAM – техника: А – избор на керамично блокче според големината на конструкцията; Б – оформяне на керамичното блокче в изпиляващата машина; В – изпилена протезна конструкция

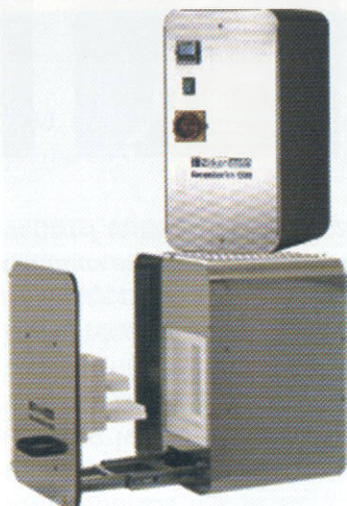
Като блокчета за CAD/CAM техника се предлагат почти всички керамични материали – фелдшпатови и алуминиеви порцелани, стъклокерамики, циркониев диоксид, както и сплави за изработване на металокерамична инфраструктура и композиционни материали за временни конструкции.

Изпиляването на напълно синтерования циркониевия диоксид, обаче, е икономически неизгодно. Материалът е много твърд, процесът е удължен, пилителите бързо се износват и трябва често да се сменят. Затова се предлагат дискове и блокчета от пресован прах от циркониев диоксид, които имат твърдост, подобна на втвърден гипс и значително по-лесно и бързо се изпиляват (Фиг. 191).



Фиг. 191. Блокчета от пресован прах от циркониев диоксид: А – различни големина според вида на протезната конструкция; В – микроскопска снимка на пресования прах от циркониев диоксид

След оформянето в изпиляващата машина протезните конструкции допълнително се синтероват в специална пещ при температура от 1350 до 1550 °C (Фиг. 192).



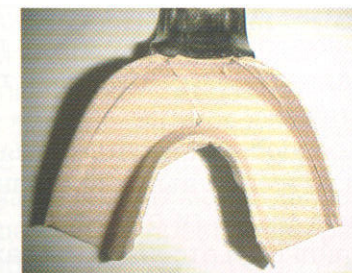
Фиг. 192. Пещ за синтероване на оформените от блокче от пресован прах от циркониев диоксид протезни конструкции

ОТПЕЧАТЪЧНИ МАТЕРИАЛИ

Отпечатъчните материали са спомагателни клинични материали, предназначени за вземане на отпечатък – негативен образ от протезното поле, от който се отлива работен модел – позитивен образ, който трябва да бъде абсолютно точно копие на протезното поле. Отпечатъкът е преносител на клиничната информация – форма, обем и пространствени отношения на тъканите на протезното поле, необходима за зъботехническата лаборатория.

Отпечатъчните материали трябва да отговарят на следните изисквания.

1. Да са безвредни за пациента и денталния екип, без токсични, дразнещи съставки и да имат приятен вкус, мирис и цвят.
2. Когато са двукомпонентни компонентите им трябва да бъдат различно оцветени за визуален контрол при размесването им.
3. Да имат достатъчно дълго манипулационно време за оформяне на отпечатъка, през което материалът е в пластична консистенция.
4. Да не лепнат по зъбите и лигавицата в устата, а да адхерират здраво към отпечатъчните лъжици, с които се нанася отпечатъчният материал. Здрава механична адхезия е възможна когато се използва перфорорана, облепена с текстилен левкопласт или покрита със специален адхезив отпечатъчна лъжица (Фиг. 193).



Фиг. 193. Перфорирана метална лъжица, облепена с левкопласт лъжица и адхезив за залепване на отпечатъчния материал към стените на отпечатъчната лъжица

Адхезивите представляват разтвор на леплив еластомерен полимер в лесно изпаряващи се органични разтворители (ацетон, спирт и др.). Те се нанасят върху лъжицата и се изчаква изсъхването им.

5. Да не влияят върху кристализацията на моделните материали и лесно да се отделят от тях след втвърдяването им. Втвърдяването на гипсовите материали се смущава от колоидни разтвори, кр

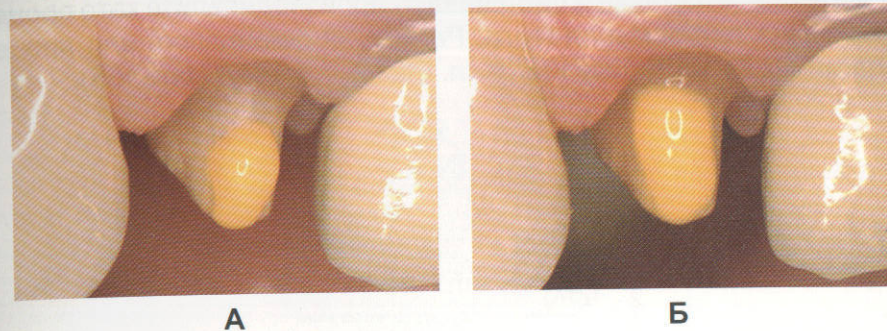
слонка, като повърхността на гипсовия модел става грапава, без възпроизведени детайли на протезното поле.

6. Да могат да се стерилизират чрез престояване в 1% – ен воден разтвор на натриев хипохлорит за 10 min или 2 % – ен воден разтвор на glutaraldehyd за 30 min, ефективни срещу бактериални и вирусни инфекции – хепатит, херпес, СПИН.

7. Да притежават достатъчни механични качества, не позволяващи разкъсване на отпечатъка при изваждане от устата, при транспортиране до зъботехническата лаборатория и отливането на моделите.

8. Да възпроизвеждат подробностите на протезното поле. Възможността за възпроизвеждане на най-фините детайли – до 20 μm – на протезното поле е свързано със специфично качество на отпечатъчния материал – острота на отпечатване. Тя зависи от:

- вискозитета на отпечатъчния материал – колкото е по-нисък, толкова по-добре отпечатъчният материал навлиза в неравностите и отпечатва детайлите.
- температурата на отпечатъчния материал – с повишаването ѝ се намалява вискозитета. Затоплените отпечатъчни материали имат по-голяма острота на отпечатване, но манипулационното време се скъсява.
- тиксотропността на отпечатъчния материал – тиксотропията е свойство на някои флуиди да намаляват вискозитета си при упражняване на налягане върху тях. Тиксотропните отпечатъчни материали не се разливат под влиянието на собствена тежест и остават на място – в отпечатъчната лъжица или върху протезното поле, но ако върху тях се упражни налягане, те рязко намаляват вискозитета си и така подобрават остротата на отпечатване.
- омекрящата способност на отпечатъчния материал – способността да се разстила върху протезното поле и прониквайки в неравностите му, да ги отпечатва. Хидрофилните материали могат детайлно да отпечатват влажни повърхности, докато хидрофобните отпечатъчни материали изискват максимално изсушаване на протезното поле, което не винаги е възможно в устата. За намаляване на хидрофобността някои производители добавят повърхностно активни вещества (сърфактанти) в отпечатъчните материали и ги рекламират като хидрофилни. Предлагат се и специални разтвори, с които е възможно да се намали контактният ъгъл между отпечатъчните материали и зъбната повърхност (Фиг. 194).



Фиг. 194. Подобряване на разстилането на отпечатъчен материал върху дентинова повърхност:

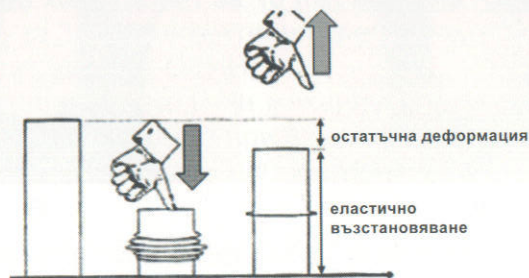
А – преди нанасяне; Б – след нанасяне на разтвор от повърхностно активни вещества (по А. Boghosian)

- големината на твърдите частици (пълнителите) в отпечатъчния материал – те трябва да бъдат по-малки от 10–20 μm , за да проникват и в най-малките неравности на протезното поле. Регистрирането на фините детайли би било безпредметно, ако тези подробности не могат да се прехвърлят върху работния модел, а гипсовите моделни материали имат кристали с големина 10–20 μm .
- хидростатичното налягане на отпечатъчния материал, което се проявява при притискане на материала към протезното поле – ако то е по-голямо, толкова по-добре отпечатъчния материал навлиза в неравностите на протезното поле.

9. Да имат обемни изменения, които могат да бъдат компенсирани с моделните материали. Тъй като моделните гипсови материали се разширяват от 0,1 до 0,3 %, свиването на отпечатъчните материали в тези граници определяме като компенсируемо. Ако обемните промени на даден отпечатъчен материал не могат да бъдат компенсирани и се очаква работният модел да не пресъздава размерите и обемните съотношения на протезното поле, тогава чрез начина на използване (отпечатъчния метод) се цели получаване на компенсируеми обемни изменения на отпечатъка.

10. Специфично изискване към еластичните отпечатъчни материали е да имат минимална остатъчна деформация. При изваждане на еластифицирания отпечатък от устата преодоляването на ретенционните участъци на протезното поле е свързано с еластична деформация на материала. При всяка еластична деформация, обаче, еластичното възстановяване не е абсолютно и винаги съществува минимална остатъчна пластична деформация. Тази деформация е причина за уголемяване на ретенционните участъци и неточност на работния модела.

Това явление се измерва и съобщава от производителите като процент на остатъчна деформация (англ. Permanent deformation) или процент на еластично възстановяване (англ. Elastic recovery) (Фиг. 195).



Фиг. 195. Остатъчна деформация и еластично възстановяване след еластична деформация на еластичен материал

Тези два показателя са сравними, защото процентът на еластично възстановяване се изчислява, като от 100 % се извади процента на остатъчна деформация. Според съвременните стандарти остатъчната деформация не трябва да бъде повече от 3 % или еластичното възстановяване по-малко от 97 %.

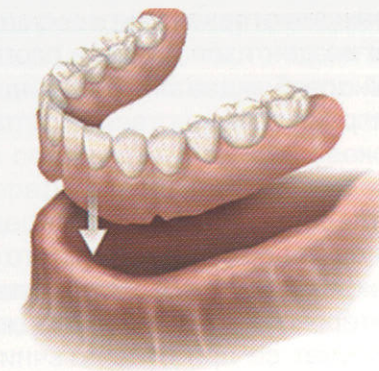
Степента на остатъчна деформация зависи и от условията, при които се провежда отпечатването – тя се увеличава, когато отпечатъчният материал се притиска продължително към протезното поле и когато отпечатъкът се изважда от устата бавно и с разнопосочни разклащащи и усукващи движения.

Много често отпечатъците се определят като точни или прецизни. Това определение означава, че отпечатъкът е без деформации, с максимална острота на отпечатване и компенсирани обемни изменения.

Всички отпечатъчни материали непосредствено след приготвянето са пластични, но според състоянието, в което се намират след завършване на отпечатъка отпечатъчните материали се разделят на три групи: твърди, пластични и еластични.

ТВЪРДИ ОТПЕЧАТЪЧНИ МАТЕРИАЛИ

Твърдите отпечатъчни материали се използват предимно за отпечатване на неретенционно протезно поле (Фиг. 196).



Фиг. 196. Неретенционно протезно поле

При ретенционни обекти те травмират тъканите или се чупят при изваждането на отпечатъка.

Твърдите отпечатъчни материали са отпечатъчният гипс, пластмасовите и цинк-оксид-евгеноловите отпечатъчни материали.

Отпечатъчният гипс се състои от около 88 % бета-полухидрат на калциевия сулфат и коригиращи съставки – пълнители, оцветители, ускорители, аромати и др.

Пълнителите в количество около 10 % са талк, каолин или креда, които намаляват твърдостта и разширението на гипса. Якостта на натиск не трябва да надвишава 6 МПа за да се улеснява счупването на материала при евентуални ретенционни обекти в устата и при освобождаването на работния модел. Понякога отделянето на отпечатъчния гипс от работния модел е много трудно и затова се произвеждат нар. разпадащи се гипсове, съдържащи скорбяла (картофено брашно около 25–30 %). Когато отпечатъкът заедно с модела се поставя в гореща вода скорбялата набъбва и отпечатъчният гипс лесно се отделя и измива. Ускорителите се прибавят за съкращаване времето на втвърдяване. Най-често се използва калиев сулфат до 2%.

Оцветителите придават цвят, различен от гипсовите продукти, които се отлива работния модел. Предимно се използват органични багрила, които оцветяват гипса в розово и затова отпечатъчният гипс е известен и като розов гипс.

Ароматизаторите – най-често ментово масло – подтискат неприятния вкус и миризма на гипса.

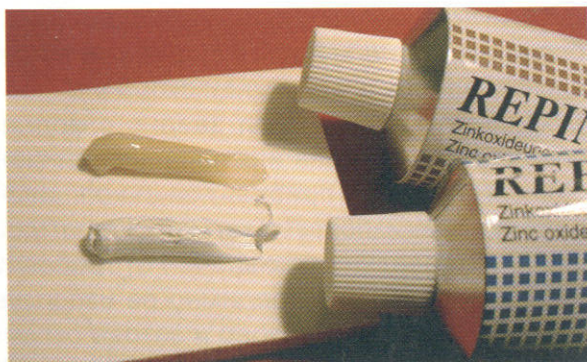
Отпечатъчният гипс се обработва както гипсовите моделни материали. Добре прилепва към метални отпечатъчни лъжици. При пациенти с увеличено слюнкоотделяне гипсовата повърхност трудно се втвърдява, размазва и остротата на отпечатване се компрометира. Поради това не може и да се стерилизира във водни разтвори. Пред

отливането на работен модел отпечатъкът се изолира със сапунен разтвор, водно стъкло, алгинатен изолационен разтвор или течен парафин. В противен случай освобождаването на модела е невъзможно.

Отпечатъчните гипсове са единственият отпечатъчен материал, който се разширява – около 0,15 %.

Пластмасовите отпечатъчни материали представляват студено-полимеризиращи акрилови пластмаси, към които в праха е повишено количеството на пластификатора до 10 %, а течността е с увеличено съдържание на инхибитор – до 0,1 % – за удължаване на манипулационното време. Използват се при отпечатъчни методи, изискващи по-дълготрайно оформяне. Опасността от увреждане на лигавицата от остатъчния мономер се намалява чрез изолирането ѝ с вазелин или течен парафин. Пластмасовите отпечатъчни материали се свиват 3–5 %. Б. Боянов предлага отпечатъкът да се използва като основа на окончателната протеза.

Цинк-оксид-евгеноловите отпечатъчни материали се предлагат като две паста, опаковани в туби. Едната туба, която е по-тежка и пълна с бяла паста, съдържа около 75 % цинков оксид и растителни масла – ленено, маслиново, канадски или перуански балсам, които намаляват токсичността на евгенола. Другата туба с жълта паста съдържа около 35 % евгенол (синтетично получено етерично масло, съдържащо се в цветните пъпки на карамфиловото дърво), колофон за намаляване лепливостта на пастата, инертни пълнители и ускорители – цинкови и магнезиеви ацетати (Фиг. 197).



Фиг. 197. Дозирание на цинков-оксид-евгенолов отпечатъчен материал

Равни дължини от двете паста се размесват върху хартиено блокче с шпатула за цимент за около 30 sec до получаване на хомогенен цвят на сместа и се нанася в отпечатъчната лъжица, към която добре прилепва. Втвърдяването на пастата става след 4 до 8 min и е в

резултат на химическа реакция между цинковия оксид и евгенола, при която се образува твърд продукт, състоящ се от аморфен матрикс от цинков евгенолат, включващ частиците на цинковия оксид. Водата от слюнката и алкохолът ускоряват химическата реакция. Манипулационното време може да се удължи чрез прибавяне на малко количество растително или минерално масло (напр. капка течен парафин) при размесването на пастите.

Остротата на отпечатване е много добра, ако слюнкоотделянето не е голямо. Отделянето от гипсовия работен модел се улеснява след потапяне в гореща вода. Свиването е около 0,1 %.

ПЛАСТИЧНИ ОТПЕЧАТЪЧНИ МАТЕРИАЛИ

Пластичните отпечатъчни материали при стайна температура са твърди и се пластифицират чрез нагряване, поради което се определят като термообратими или термопластични. След завършване на отпечатъка се изваждат от устата в пластично-еластична консистенция и при ретенционно протезно поле трайно се деформират. Многократното им използване е опасно поради несигурно стерилизиране.

Пластични отпечатъчни материали са стенцовите и восъчните отпечатъчни композиции.

Наименованието на стенцовите отпечатъчни материали произлиза от Stens, който в 1858 г. ги предлага като отпечатъчен материал вместо восъците. Съдържат пластични вещества – восъци, копал, колофон, мастикс; еластични вещества – суров каучук, гутаперча; омегчители – парафин, стеаринова киселина, дибутилфталат; пълнители – талк, креда, цинков оксид; мастноразтворими оцветители, аромати и др.

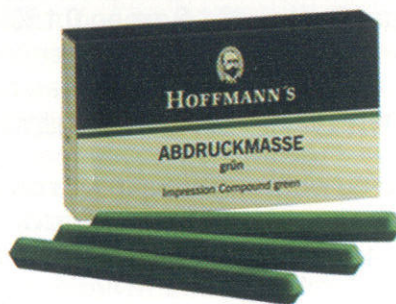
Стенцовите отпечатъчни материали с по-висока температура на пластифициране – около 65–70 °C – имат сравнително малка острота на отпечатване и се предлагат като тъмно червени или кафяви плочки (Фиг. 198).



Фиг. 198. Стенцов отпечатъчен материал

Поради слабата си топлопроводност и големия обем омегчаването им се провежда във водна баня. Температурата на водата трябва да се регулира с термометър и термостат, защото при неконтролируемо загряване по-лесно топимите компоненти се извличат от материала.

Стенцовите отпечатъчни материали с по-ниска температура на пластифициране – около 50–55 °C – най-често са оцветени в зелено, предлагат се като пръчки или малки конуси и са известни като кер-маси (Фиг. 199).



Фиг. 199. Кер-маса

Употребяват се за коригиране на дефекти в отпечатъци, взети с материали с по-висока температура на пластифициране и за отпечатване на малки обекти. Имат по-голяма острота на отпечатване от стенцовете. Те се използват в малко количество и могат да се пластифицират на пламъка на спиртна лампа, като се внимава повърхностните пластове да не се втечняват и изпаряват със запазване на твърдата консистенция на по-дълбоките слоеве на пръчката.

След пластифициране и поставяне на стенцовия материала в устата, той започва да намалява пластичността си и леко се еластифицира. Манипулационното време се удължава с допълнително загряване извън устата, а се скъсява чрез оросяване със студена вода. При температурата на устата (35–36 °C) след завършване на отпечатъка материалът запазва част от пластичността си, тече и за да не се деформира трябва веднага да се потопи в студена вода.

Свиването на стенцовите отпечатъчни материали е от 0,5 до 1,2 %.

Отделянето им от работния модел се постига след повторно пластифициране във водна баня.

Восъчните отпечатъчни представляват сложни композиции от смоли, восъци, масла, пластификатори, омегчители, инертни пълнители, оцветители и аромати. Предлагат се като пръчки, ленти или се опаковат в метални кутии или туби. Тубите се загряват на водна баня при

50–60 °C, съдържанието им се пластифицира и се изстиска в отпечатъчната лъжица. При температурата на устата имат дълго манипулационно време. Преди да се извади от устата отпечатъкът се охлажда със студена вода и веднага се отлива или се съхранява в хладилник.

Восъчните отпечатъчни материали имат малка острота на отпечатване. Свиването им е 0,2–0,5 %. Отделят се от работния модел след топлинно пластифициране.

Съвременен термопластичен отпечатъчен материал на восъчна основа с пластмасови коригиращи съставки е ISO Functional, произведен от GC Corp, Япония. Предлага се като розови пръчки (Фиг. 200).



Фиг. 200. Термопластичен отпечатъчен материал ISO Functional

Омегчава се пламъка на спиртна лампа, след това на водна баня при 45 °C и в устата се оформя за дълго време. Пациентът може да се храни един ден с отпечатъчния материал, като температурата на устата поддържа пластичността му. Така много прецизно се регистрира лигавичната податливост и функционалните движения на меките тъкани, което е от първостепенно значение за задържането и стабилизирането на целите протези. Термопластичните материали с дълготрайно оформяне в устата на пациента са известни с английското наименование tissue conditioners.

ЕЛАСТИЧНИ ОТПЕЧАТЪЧНИ МАТЕРИАЛИ

Еластичните отпечатъчни материали се използват за вземане на отпечатък от ретенционни обекти. Ретенционни области от протезното поле са естествените зъби, които в шийката си са по-тесни от екватора им и понякога хипертрофирали и разраснали алвеоларни гребени. При изваждане на отпечатъка еластичните отпечатъчни материали се деформират еластично и след това възстановяват първоначалната отпечатана форма и големина на протезното поле.

Еластичните отпечатъчни материали могат да се разделят на две групи: хидроколоидни и еластомерни отпечатъчни материали.

Хидроколоидни отпечатъчни материали

Хидроколоидните отпечатъчни материали представляват колоидни водни разтвори на природни полимери, които в състояние на зол имат пластична консистенция и при преминаване в състояние на гел се еластифицират.

Те имат много висока острота на отпечатване поради малкия си вискозитет и способност за мокрене на влажните повърхности на протезното поле – хидрофилност. Имбибират големи количества вода със значително увеличаване на обема. При изсушаване на гелираната колоидна система, явление, известно като синерезис, отпечатъчните материали се свиват и деформират. Поради имбибицията отпечатъците от хидроколоиди не могат да се дезинфекцират чрез престояване в разтвори. Производителите добавят в състава им дезинфектанти – най-често тимол и предлагат специални дезинфекциращи шпрейове.

Колоидните системи затрудняват втвърдяването на гипсовата повърхност при отливане на работните модели. Тази химическа несъвместимост, която е причина за получаване на грапави и дефектни гипсови модели се преодолява чрез включване на ускорители на втвърдяването на гипса в хидроколоидните отпечатъчни материали. При контакт на гипсовата каша с повърхността на отпечатъчния материал ускорителите – калиев сулфат или флуориди – инхибират ефекта на колоидите.

Обратими хидроколоидни отпечатъчни материали

При обратимите хидроколоидни отпечатъчни материали преминаването на колоида от зол в гел е обратимо в зависимост от температурата му. Затова се наричат още и термообратими хидроколоиди.

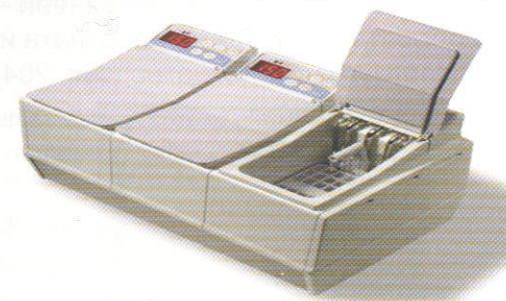
Състоят се от 10–15 % агар-агар – серен естер на галактозата, продукт, получаващ се от морски водорасли, малки количества боракс за повишаване здравината на гела, калиев сулфат за ускоряване втвърдяването на гипса, с който ще се отлива отпечатъка, пълнители, тиксотропни подобрители, дезинфектанти, оцветители, аромати и около 80–85 % вода. Тази смес при температура до 39 °C представлява еластично желе, между 39 и 60 °C е с пластична консистенция и над 60 °C се втечнява. В устата се използва при температура, не по-ниска от 37 °C и не по-висока от 45 °C.

Отпечатъчните термообратими хидроколоидни материали се предлагат опаковани в туби или в пластмасови спринцовки за еднократна употреба (Фиг. 201).



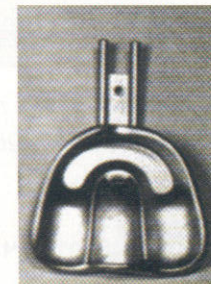
Фиг. 201. Обратим хидроколоиден отпечатъчен материал в туби

Преди употреба те се поставят в специален апарат – термостат с три камери – където на водна баня материалът се втечнява и се поддържа оптималната работна температура (Фиг. 202).



Фиг. 202. Термостат за обратим хидроколоиден отпечатъчен материал

При температура около 43 °C материалът се нанася в предварително темперирания на 45 °C отпечатъчна лъжица. Използват се специални лъжици с двойни стени и канюли, през които циркулира студена вода за охлаждане на хидроколоида при завършване на отпечатъка (Фиг. 203).



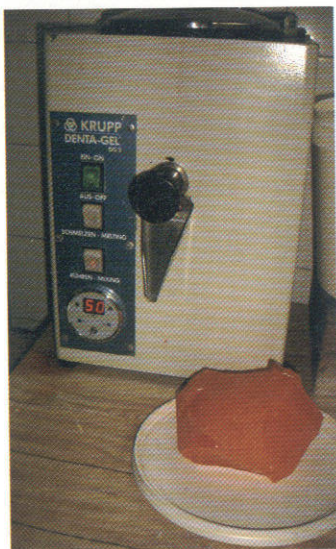
Фиг. 203. Отпечатъчна лъжица с двойни стени и канюли за вземане на отпечатък с обратим хидроколоиден отпечатъчен материал

След желиране отпечатъкът се сваля от устата с рязко движение в една посока и без усукване, за да не се разкъса и се отлива веднага.

Остатъчната деформация е малка – около 1 %.

Обемните изменения на обратимите хидроколоидни отпечатъчни материали зависят само от имбибицията и синерезиса. При прецизна работа те напълно се елиминират и затова в миналото се възприемаха като еталон за точност – с 0 % свиване. При липса на компенсируемо обемно изменение, обаче, се очаква работният гипсов модел да бъде по-голям от протезното поле. По тази причина и поради необходимостта от допълнителна апаратура тяхното приложение днес е ограничено.

Освен като отпечатъчен клиничен материал обратимите хидроколоиди се използват и като спомагателен лабораторен материал за дублиране и получаване на еднакви работни модели. Дублиращите маси се продават в големи пластмасови контейнери – кофи. Температурат се в специални лабораторни апарати, работната им температура е около 50–60 °C и се използват многократно (Фиг. 204).



Фиг. 204. Лабораторен апарат за пластифициране на хидроколоидна дублирна маса

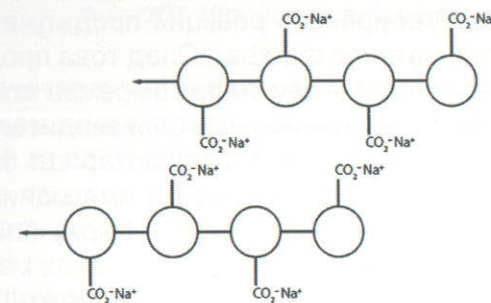
Необратими хидроколоидни отпечатъчни материали

При необратимите хидроколоидни отпечатъчни материали се използва свойството на някои соли на алгиновата киселина с линейна полимерна структура да образуват пластични колоидни разтвори. При наличие на калциеви или други многовалентни метални йони линей-

ната структура частично се омрежва и необратимо се гелира и еластифицира. Алгиновата киселина се получава от кафяви морски водорасли – алгии и затова необратимите хидроколоиди са популярни по наименованието алгинати.

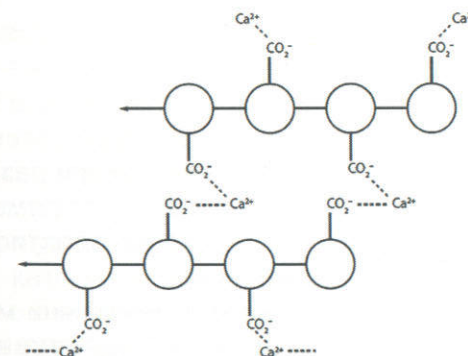
Алгинатът представляват фин прах, който се разбърква с вода и има следното приблизително съдържание:

1. Около 15–20 % натриеви, калиеви или амониеви соли на алгиновата киселина, които са разтворими във вода и могат да реагират с калциеви йони (Фиг. 205).



Фиг. 205. Линеини полимерни вериги на натриева сол на алгиновата киселина

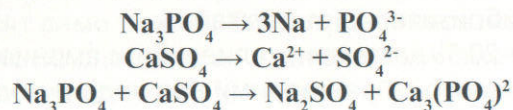
2. Двухидрат на калциевия сулфат – около 10–15 %. Въпреки малката си разтворимост във вода двухидратът отделя достатъчно количество калциеви йони, които реагират с разтвора от соли на алгиновата киселина и се образува неразтворим пространствено омрежен гел от калциев алгинат, в резултат на което отпечатъчният материал се еластифицира и се отделя като страничен продукт натриев сулфат (Фиг. 206).



Фиг. 206. Омрежен с калциеви йони натриев алгинат

3. Забавител на еластифицирането. Най-често се използва леко разтворимият във вода натриевия фосфат. Той отделя фосфатни

аниони, които свързват калциевите йони от двухидрата до неразтворим и неучастващ в химическата реакция калциев фосфат. Така химическата реакция на омрежване първоначално се забавя и пластичността се запазва.



Тази стопираща гелирането реакция продължава до изчепване на цялото количество натриев фосфат. След това продължаващият да се разтваря калциев сулфат – двухидрат омрежва алгината.

Чрез количеството на забавителя производителят регулира манипулационното време на отпечатъчния материал. Когато алгинатът съдържа 1 % натриев фосфат, материалът има манипулационно време около 2 min и се означава като I тип – бързо еластифициращ се (англ. fast setting); при 3 % натриев фосфат в праха манипулационното време е около 4 min и алгинатът се означава като II тип – нормално еластифициращ се (англ. normal setting).

4. Пълнители около 55 % – диатомитна пръст или силициев диоксид, които придават оптималния вискозитет на отпечатъчния материал.

5. Ускорители на втвърдяването на гипсовите повърхности за получаване на оптимално кристализирана, гладка повърхност на работния модел – калиев флуорид в количество около 10 %

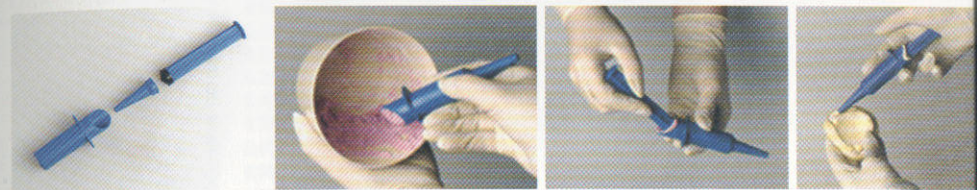
6. Оцветители, аромати и дезинфектанти.

Вдишването на финия алгинатен прах е вредно за дихателната система на денталния екип. Затова на някои алгинати частиците им се покриват с гликоли (двувалентни алкохоли), които не позволяват разпрашаване на материала при разбъркването му. Това върху опаковката се означава като свободен от прах (англ. dust free, нем. staubfrei).

Когато материалът преминава от пластично в еластично състояние, pH се променя и от 11 става 8. В някои алгинати се включват цветни индикатори, които променят цвета си при разлика в pH и дават визуална представа за продължителността на времето на разбъркване, манипулационното време и времето на еластифициране. Такива алгинати се определят като хроматични.

Според качеството алгинатните отпечатъчни материали се разделят на три класа. Клас А е висококачествен алгинат, предназначен за отпечатъци в неснемаемото протезиране. Съдържа вещества, които ограничават до известна степен синерезиса, така обемната стабилност според производителите се поддържа до 6 часа, което дава възможност за по-дълготрайно оформяне на работните модели. Сместа

има малък вискозитет, който позволява директно инжектиране върху протезното поле със специални шприци (Фиг. 207).



Фиг. 207. Шприца за алгинат

Клас В е качествен алгинат с широко приложение за вземане на отпечатъци за сменяеми протези. Клас С е по-евтин алгинат за вземане на отпечатъци за ориентировъчни модели.

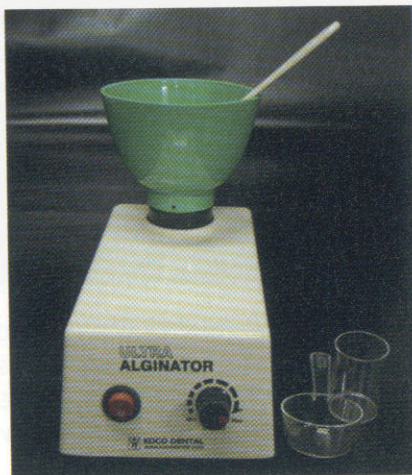
Алгинатите са едни от най-често употребяваните и сравнително евтини отпечатъчни материали. Предлагат се опаковани в метални или пластмасови кутии или херметизирани пликчета с приложени мерителни съдове за праха и водата (Фиг. 208).



Фиг. 208. Опаковки алгинат

Преди употреба опаковката се разклаща енергично, тъй като съставките са с различна относителна плътност и се утаяват при съхраняването на материала.

Смесването на праха с водата става в грижливо почистена гумева паница, в която първо се поставя необходимото измерено с мерителен съд количество студена вода. След това се прибавя измереното с мерителен съд съответно количество прах. Разбъркването става с широка шпатула, като материалът силно се притиска към стените на гумевата паница с движения, подобни на точене на нож върху ремък за изтласкване на евентуално включения въздух за времето, посочено от производителя – най-често 45–60 sec. Произвеждат се и специални механични вибрационни и вакуумни апарати за ръзбъркване на алгинати (Фиг. 209).



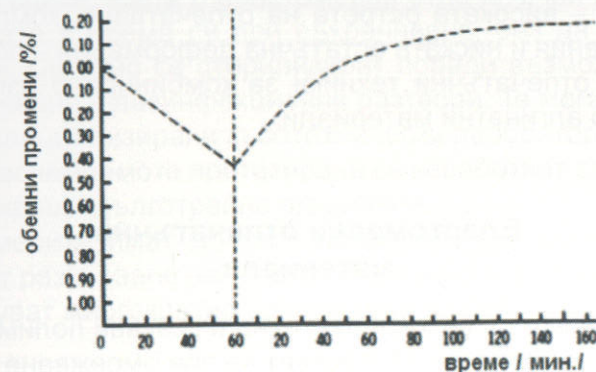
Фиг. 209. Вибрационен апарат за разбъркване на алгинат

Манипулационното време може да се регулира само с температурата на водата, в никакъв случай не трябва да се променя съотношението прах/вода или времето за разбъркване. При увеличаване на температурата на водата с 10 °C, химическата реакция се ускорява почти двойно. След получаване на хомогенна пастообразна консистенция материалът се нанася в отпечатъчната лъжица, която трябва да бъде перфорирана, облепена с левкопласт или подготвена със специален адхезив. Лъжицата се притиска към влажното протезното поле и после се оставя в покой.

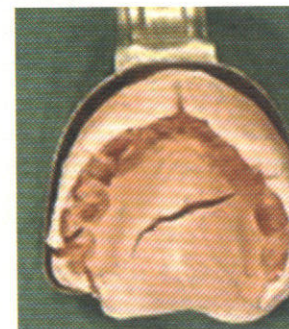
Еластифицирането клинично се установява чрез загуба на пластичността. След това отпечатъчният материал трябва да остане още 2–3 min в устата – през това време материалът добива максимални механични свойства с намаляване на остатъчната деформация, която при алгинатите е около 1,2–1,5 %.

След изваждане на отпечатъка той трябва веднага да се измие от слюнката и евентуално попаднала кръв. За свързване на нереагиращия по повърхността натриев алгинат, които би смутил кристализацията на гипса, някои препоръчват отпечатъка да се поръси с гипсов прах, който после се измива или да се потопи за 1–2 min в 2 % – ен воден разтвор на калиев сулфат (ускорител на втвърдяването на гипса).

Отливането на гипсовия модел трябва да се проведе възможно най-скоро. След 10 – минутен престой на открито свиването на материала е около 0,15 %. Имбибицията и синерезиса водят до драстични обемни промени и деформации (Фиг. 210 и 211).



Фиг. 210. Обемни промени на еластифициран алгинат при престояване на въздух до 60-та минута и последващо потапяне във вода (по R. Craig и J. Powers)



Фиг. 211. Изсъхнал отпечатък от алгинат

Това създава известни клинични неудобства, а при необходимост от краткотрайно съхраняване и транспортиране се използват херметизирани кутии и пликосе, в които се поддържа влажността на отпечатъка. Погрешно е увиването на отпечатъците с мокър памук или съхраняването им във вода. Гипсовият модел се освобождава непосредствено след втвърдяването на гипса. При по-дълго изчакване резултат на синерезиса отпечатъчният материал се втвърдява и отделянето му от гипса често се съпровожда с отчупване на тънките фини детайли на гипсовата отливка.

Рядко се произвеждат и двукомпонентни алгинатни отпечатъчни материали. Някои представляват готов воден разтвор в състояние на зол, който се размесва с прах, съдържащ гипс. Други са опаковани като две пасти, едната от които съдържа воден зол от натриев алгинат, а другата са включени пълнителите и гипса.

Високите качества на съвременните хидроколоидни отпечатъчни материали – високата острота на отпечатване, компенсиремите обемни изменения и ниската остатъчна деформация – позволиха разработване на отпечатъчни техники за комбинирано използване на агар-агарови и алгинатни материали.

Еластомерни отпечатъчни материали

Еластомерите са високоеластични и гъвкави полимерни продукти от синтетичен произход. Получават се при омрежване на полимери с линейна или разклонена структура в резултат на поликондензация или полимеризация.

Еластомерните отпечатъчни материали съдържат подобни полимери. Линейната структура придава пластични свойства на отпечатъчния материал, а когато тя частично се омрежи, материалът придобива еластична консистенция.

Процесът на еластифициране е свързан с обемно свиване. То е сравнително малко, когато е в резултат на полимеризация и значително, когато е в резултат на поликондензация поради отделяне на странични продукти. За ограничаване на свиването част от полимера се замества с инертни пълнители, които не участвуват в обемните промени. В зависимост от количеството на пълнителите се произвеждат еластомери с голям вискозитет (тестообразна консистенция), с по-малък вискозитет (пастообразни) и с много малък вискозитет (кремообразни). Тестообразните отпечатъчни материали с голям процент пълнители имат минимално свиване, висока якост и твърдост по Shore около 70, но малка острота на отпечатване и малка остатъчна деформация. Кремообразните еластомери с малък процент пълнители имат висока острота на отпечатване, но по-голямо свиване, по-голяма остатъчна деформация и по-ниски механични качества – твърдост по Shore 20–30.

За получаване на точни и здрави отпечатъци с компенсиреми обемни изменения са разработени отпечатъчни методи, при които се комбинират материали с различен вискозитет. Получава се двуфазен отпечатък, който се състои от голямо количество обемно стабилен и здрав еластомер с тестообразна консистенция и минимално количество кремообразна отпечатъчна маса, която придава остротата на отпечатване. Двата материала се свързват помежду си химически.

Еластомерните отпечатъчни материали нямат адхезия към метални и пластмасови повърхности. Това налага използване на перфорирани, облепени с левкопласт или подготвени с адхезив отпечатъчни лъжици.

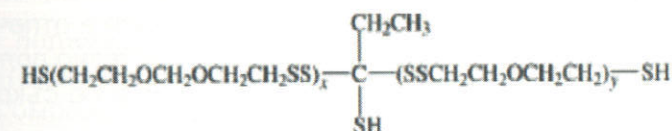
Отпечатъците, взети с еластомерни отпечатъчни материали запазват формата и обема си при съхраняване, без да изискват специални грижи. Сигурно се стерилизират поради възможността им за дълго престояване в дезинфекционни разтвори. Те могат да се транспортират до специализирани зъботехнически лаборатории, от които за нуждите на неснемаемото протезиране се изработват сложни работни модели, изискващи дълготрайно оформяне.

Еластомерите имат достатъчно високи механични качества и опасността от разкъсване на отпечатъка е малка. Отпечатъците могат да се използват многократно за отливане на два или повече работни модела.

Според химичната си природа еластомерните отпечатъчни материали се разделят на полисулфидни, силиконови и полиетерни.

Полисулфидни отпечатъчни материали

Полисулфидните отпечатъчни материали, наричани още тиоклови (от търговското наименование тиokol на полисулфидните еластомери, произведени в САЩ), съдържат линеен олигомер с молекулно тегло от 2000 до 4000 и функционални сулфхидрилни групи (-SH).



Сулфхидрилните групи лесно се оксидират и в присъствие на сяра се превръщат в дисулфидни групи (-S-S-), които удължават макромолекулите и омрежват полимера.

Полисулфидните отпечатъчни материали се произвеждат с различен вискозитет в зависимост от количеството на пълнителите и се предлагат опаковани в две туби. Едната туба съдържа основна маса с бял цвят, съставена от 60 до 85 % полисулфиден полимер и от 15 до 40 % пълнители – титанов диоксид, меден карбонат, цинков сулфат, силициев диоксид и др. Другата туба, надписана като катализатор, съдържа около 65 % оловен диоксид (PbO_2), 30 % пластификатори – дибутилфталат или диоктилфталат и 3 % сяра. Към тази смес с тъмен цвят и неприятна миризма се добавят оцветители и дезодоранти. В съвременните фабрики черният оловен диоксид се замества със зелен меден хидроксид ($\text{Cu}(\text{OH})_2$) и материалът се означава като безоловен.



Фиг. 212. Безоловен полисулфиден отпечатъчен материал

При смесването на двете пасти протича реакция на поликондензация, при която оловният диоксид оксидира сулфхидрилните групи, полимерът удължава веригите си и се омрежва и се отделя страничен продукт – вода. Оловото или медта се свързват със сярата от катализатора до образуване на черен оловен или зелен меден сулфид.

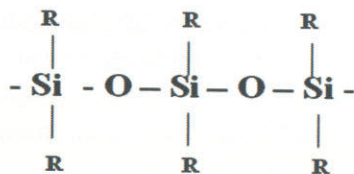
Двете пасти се дозират в еднакво количество върху блокче от гланцирана хартия или стъклена плочка. Смесват се с метална шпатула за 45 сек до получаване на хомогенен цвят. Материалът е много леплив и залепва при случаен допир с пръсти. Манипулационното време е от 3 до 6 min, през което материалът се нанася в отпечатъчната лъжица и се притиска върху добре изсушеното протезно поле. Времето на еластифициране продължава от 6 до 10 min и се съкращава от влажността и температурата в устата.

Реакцията на поликондензация води до свиване от 0,7 до 1 % в зависимост от количеството на пълнителите и продължава до 4 часа. Остатъчната деформация е от 3 до 6 %. Материалът е хидрофобен с приемлива острота на отпечатване.

Отпечатъкът е с неприятна миризма на сероводород и с неестествен черен или тъмнозелен цвят.

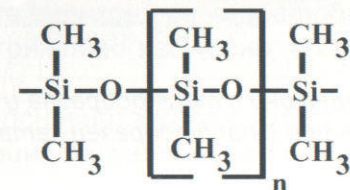
Силиконови отпечатъчни материали

Силиконовите еластомери, известни още и като полисилоксани са синтетични високомолекулни органосилициеви съединения, чиито макромолекулни вериги се изграждат от редуващи се кислородни и силициеви атоми, към които се свързват органични радикали.



Представяват силно хидрофобни продукти и се използват за импрегниране на текстилни тъкани.

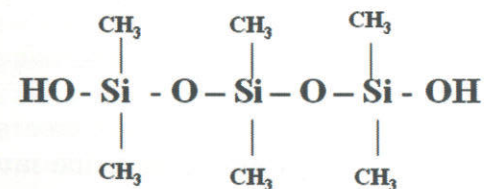
Когато органичните радикали са метилови ($-\text{CH}_3$) се получава полидиметилсилоксан (ПДМС) с молекулна маса 80000–10000, от който се произвеждат еластомерните отпечатъчни материали.



Съобразно вида и реактивоспособността на радикалите в краищата на полимерната макромолекула линейният ПДМС може да удължи веригата си и да се омрежи чрез процес на поликондензация или полимеризация, в резултат на което пластичната консистенция на отпечатъчния материал преминава в еластична.

В зависимост от химическия процес на еластифициране се произвеждат два типа силиконови отпечатъчни материали – поликондензационни и полимеризационни.

При поликондензационните силиконови отпечатъчни материали, за краткост наричани още С (це) – силикони, се използва възможността за омрежване на линейния ПДМС с крайни хидроксилни групи ($-\text{OH}$) – хидроксиполидиметилсилоксан (ХПДМС) – чрез катализиран процес на поликондензация.



Поликондензационните силиконови отпечатъчни се произвеждат с различен вискозитет – в тестообразна, пастообразна и кремообразна основна маса и се опаковат в кутии и туби, придружени с катализатора (Фиг. 213).



Фиг. 213. С – силикони с тестообразна и кремообразна консистенция и пастообразен катализатор

Основната маса съдържа ХПДМС и оцветени пълнители – силициев диоксид или меден карбонат с големина на частиците от 2 до 8 μm – около 75 % при тестообразната, 50 % при пастообразната и 25 % при кремообразната консистенция.

Катализаторът се състои от тетраортоетилсиликат, който представлява омрежващ агент и химически катализатор – калаени органични съединения – дибутил-калаен-дилауринат или диетил-калаен-дикаприлат, ускоряващи химическата реакция. Катализаторът се предлага като течност в тъмни стъклени шишенца с капкомер или като паста с добавени пълнители и оцветители, опакована в туба.

При приготвянето на отпечатъчния материал се спазва дозировката между основната маса и катализатора според указанията на производителя. Тестообразна маса се измерва с приложена в опаковката дозираща лъжица, на която съответствуват определен брой капки, когато катализаторът е течност или определена дължина на ивицата от пастообразен катализатор. От пастообразните и кремообразните маси се изстисква необходимата дължина паста или крем върху гланцирана хартия, пергамент или стъклена плочка. Според нея се дозира катализаторът в капки или дължина на пастата. Правилната дозировка зависи от големината на отворите на тубите, които се отварят с обратната страна на капачката им. Капкомерите на не добре затворените шишенца с течен катализатор се стесняват поради кристализирането на тетраортоетилсиликата и капките стават по-малки.

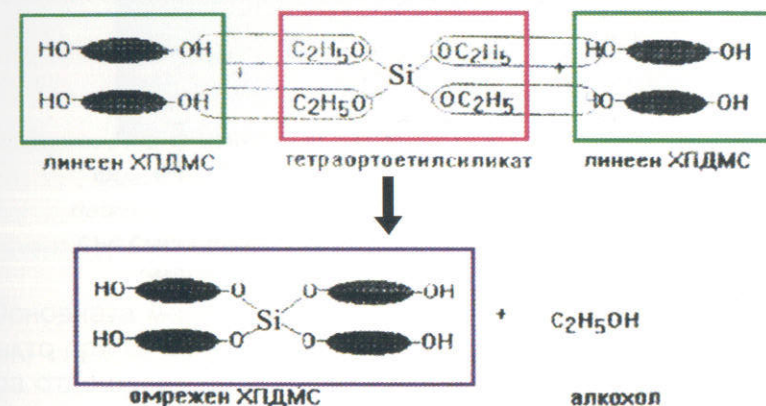
Размесването трябва да става енергично до получаване на напълно хомогенна на цвят консистенция, без да се превишава указаното от производителя време на размесване. Тестообразните маси се размесват с широка шпатула на твърда повърхност или се омесват между пръстите на ръцете в продължение на 1 min, след което се поставят в отпечатъчната лъжица. При чувствителна кожа могат да се използват латексови ръкавици. Кремообразните и пастообразните маси се размесват с метална шпатула и надлъжни движения, елиминиращи включването на въздух в сместа, като според цвета се следи

хомогенността на сместа за време до 30 sec. Нанасят се с шпатулата върху тестообразната маса или с подходяща спринцовка за отпечатъчен материал върху протезното поле.

Манипуляционното време е от 1,5 до 3 min, а времето на еластифициране – от 3 до 7 min. За удължаването му се допуска изстудяване на опаковките и никога промяна на количеството на катализатора.

Кондензационните силикони са хидрофобни и затова протезното поле трябва да бъде грижливо изсушено. Контактният ъгъл при мокрене е 98° .

При смесване на основната маса с катализатора се извършва реакция на поликондензация с отделяне на страничен продукт – алкохол (Фиг. 214).



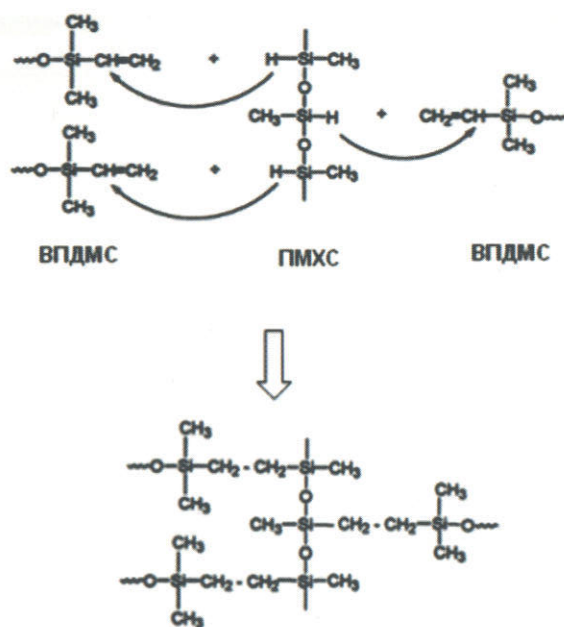
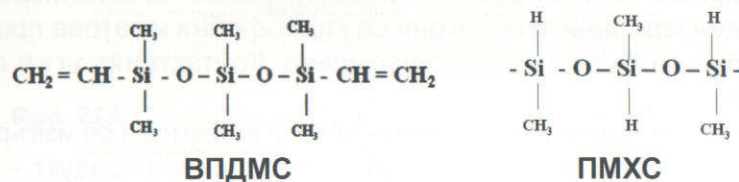
Фиг. 214. Поликондензация на хидроксиполидиметилсилоксан (ХПДМС)

Поликондензатите имат големи обемни изменения. Поликондензацията на чист ХПДС е свързана с обемна контракция от 0,8 %. В зависимост от количеството на пълнителите свиването се ограничава – на кремообразните материали е около 0,6 %, на пастообразните – 0,4 % и на тестоподобните маси – 0,2 %, измерено след 12 часа. Двufазните отпечатъци, взети с тестообразен и кремообразен поликондензационен силикон имат обемно свиване около 0,3 %. Точни работни модели се получават при отливане с 5-ти клас твърд гипс. Отливането на отпечатъка е желателно да се проведе до 24-ия час, защото при по – дълго престояване свиването леко се увеличава.

Процентът на еластично възстановяване на С–силиконите е около 99 % за тестообразните и 98 % за кремообразните маси.

При полимеризационните силиконови отпечатъчни материали, наричани още адиционни (от присъединителна (адиционна) полимери-

зация), А-силикони или винилсилоксани се използва възможността за съвместна полимеризация с омрежване между линейния ПДМС с крайни винилови радикали ($-\text{CH}=\text{CH}_2$) – винилполидиметилсилоксан (ВПДМС) и линейния, съдържащ водород, полиметилхидрогенсилоксан (ПМХС) (Фиг. 215).



Фиг. 215. Адикционна полимеризация между ВПДМС и ПМХС

Адикционните силикони се произвеждат в тестообразна, пастообразна и кремообразна консистенции и се предлагат като две еднакви по обем опаковки (неправилно едната е означена като основна маса, а другата като катализаторна маса) в кутии, туби или двойни спринцовки – картуши със смесителни канюли, които се приготвят с пистолет за картуши (Фиг. 216).



Фиг. 216. А-силикони – тестообразен в кутии, пастообразен и кремообразен в туби и в картуши със смесителен пистолет и смесителни канюли

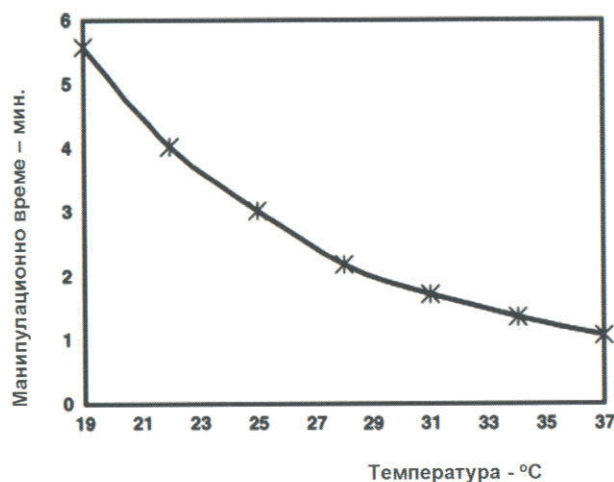
Основната маса съдържа ВПДМС, пълнители (от вид и количество както при С-силиконите) и малки количества паладий, който абсорбира отделяния се водород при полимеризацията. Другата маса, определена като катализатор, съдържа ПМХС, пълнители както в основната маса, но различно оцветени и инициатор на полимеризацията – платинови соли. За намаляване на хидрофобността някои производители включват повърхностно активни вещества и такива силикони се означават като хидрофилни.

Приготвянето на адикционните силикони става по същия начин, както при С-силиконите, но се измерват равни количества от двете маси. При размесването на тестообразната консистенция могат да се използват винилови или нитрилови ръкавици, но не латексови, защото следите от сярата в латекса инхибират полимеризацията. Инхибиращ ефект имат и адстрингентните медикаменти, с които се подготвя протезното поле преди вземане на отпечатък, както и следите от акрилати при използването им за временни пластмасови протезни конструкции. Пастообразните и кремообразни винилсилоксани се предлагат както за ръчно размесване – с шпатула на гланцирана хартия, така и за автоматично смесване – в картуши. Те се монтират към специален пистолет, който има две бутала, изтласкващи еднакво количество от двете маси в смесителна канюла, снабдена с пластмасова 13-членна спирала. На върха на смесителната канюла се прикрепва накрайник,

от който излиза хомогенно размесена отпечатъчна маса, която се на-нася директно върху протезното поле или в отпечатъчната лъжица. Предимствата на автоматичното смесване се състоят в оптималното дозиране и време на смесване и в липсата на включен въздух в отпечатъчния материал, което става почти винаги при ръчно разбъркване.

При работа с А-силикони протезното поле трябва да бъде сухо или много леко влажно. Контактният ъгъл при мокрене е около 53° . Остротата на отпечатване е много висока – някои „хидрофилни“ А-силикони с контактен ъгъл при мокрене 44° отпечатват подробности на протезното поле от 1–2 μm .

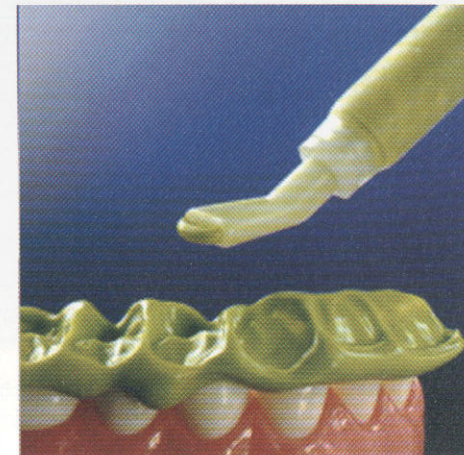
Манипулационното време е от 1,5 до 4 min, а времето на ела-стифициране – от 4 до 7 min. Възможно е да бъде удължено с охлаж-дане на материала (Фиг. 217).



Фиг. 217. Влияние на температурата върху манипулационното време на А-силиконите (по Ch. Wadhvani и кол.)

Силиконовият полимеризат е с висока твърдост, якост и гъвка-вост. Между всички отпечатъчни материали А-силиконите имат най-малко свиване – при омрежването на чистите, без пълнители, линейни полимери контракцията е около 0,2 %. В зависимост от количеството на пълнителите свиването се ограничава – на кремообразните мате-риали е около 0,15 %, на пастообразните – 0,1 % и на тестоподобните маси – 0,05 %. Двухазните отпечатъци от А-силикони имат обемно свиване около 1 %. Точни работни модели се получават при отливане с 4-ти клас гипс. Остатъчната деформация е под 0,5 %.

Освен като отпечатъчен материал се произвеждат А-силикони за регистриране на захапката (Фиг. 218).



Фиг. 218. А-силикон за регистриране на захапката

Предлагат се опаковани в картуши и имат късо манипулационно време – 30 sec, голяма твърдост по Shore – 90, много малка еластич-ност, могат да се чупят и режат със скалпел или ротационни абразивни инструменти и осигуряват голяма прецизност при възстановяване на съотношението между зъбите-антагонисти

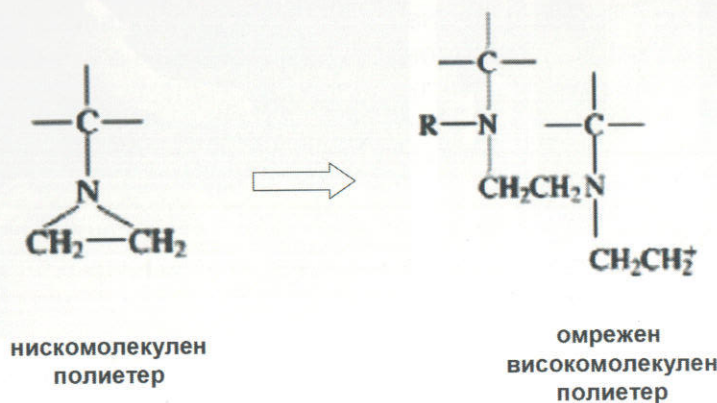
А-силиконите се използват и като спомагателен лаборато-рен материал за дублиране и получаване на еднакви работни моде-ли. Предлагат се с различна твърдост по Shore, опаковани в големи пластмасови контейнери за ръчно размесване. Лабораторните А-си-ликони имат значително по-добри технологични качества, не изискват специална апаратура и постепенно изместват дублиращите обратими хидроколоиди.

Недостатък на адигионните силикони е високата им цена и огра-ничения срок на годност.

Полиетерни отпечатъчни материали

Полиетерните еластомерни отпечатъчни материали са произве-дени в Германия през 1960 г. Предлагат се като пасти с различен ви-скозитет и универсален катализатор. Основната маса съдържа ниско-молекулен полиетер – полимер с реактивоспособни иминови кръгове, пълнители и пластификатори. Катализаторната паста съдържа аро-матни сулфонатни естери и пълнители. Някои производители предла-гат и допълнителна туба с пластификатор за намаляване на вискози-тета на отпечатъчната маса и тъй като добавката удължава времето на еластифициране, тубата се означава като забавител.

При смесване на основната маса и катализатора протича процес на полимеризация, при която полиетерът се омрежва и отпечатъчната маса се еластифицира (Фиг. 219).



Фиг. 219. Полимеризация на полиетерен отпечатъчен материал

Полиетерните отпечатъчни материали се предлагат като туби за ръчно размесване с техника на приготвяне както при С-силиконите (Фиг. 220).



Фиг. 220. Полиетерен отпечатъчен материал в туби

Разбъркването е затруднено поради лепливостта на сместа и се включват много въздушни шупли. Затова се произвеждат полиетери в картуши за автоматично дозиране и смесване с пистолет и смесителни канюли (Фиг. 221).



Фиг. 221. Полиетерен отпечатъчен материал в картуши със смесителни канюли

В последно време редица фирми предлагат апарати за автоматично дозиране и смесване на полиетери. Основната маса и катализатора се опаковат в големи станиолови контейнери, които се монтират в пластмасова касета и тя се поставя в апарат с електрически мотор. При натискане на бутон буталата на апарата изтласкват необходимите количества от двете пасты в къса смесителна канюла, фиксирана към касетата и оптимално размесения материал се излива директно в отпечатъчната лъжица (Фиг. 222).



Фиг. 222. Станиолови контейнери с полиетерни пасты, касета с къса смесителна канюла и апарат за дозиране и размесване

Манипулационното време на полиетерните отпечатъчни материали е около 2 min, а времето на еластифициране – от 3 до 4,5 min. Полимеризатът има много висока твърдост (по Shore – 85) и якост, която понякога създава проблеми при свалянето на отпечатъка от протезното поле и освобождаването на работния модел. Остатъчната деформация е по-малка от 0,5 %. Остротата на отпечатване е много висока, а контактният ъгъл при мокрене е 40–50°. Свиването на отпечатъците е около 0,1–0,2 % в зависимост от количеството на пълнителите. Те не трябва да се съхраняват във влажна среда, защото имбират течности до 14 % и се деформират.

Скъсеното манипулационно време и високата цена на полиетерните отпечатъчни материали ограничава широкото им приложение.

Произведен е и светлинно полимеризиращ полиетерен отпечатъчен материал. Съдържа полиетер, уретан-диметакрилат (UDMA), фотоиницираща система и транспарентни пълнители. Предлага се в две консистенции – като паста, опакована в черни пластмасови туби и като крем в непроницаеми за светлината спринцовки. Еднокомпонентният отпечатъчен материал се нанася в прозрачни отпечатъчни лъжици. Почти неограниченото манипулационно време се прекратява след облъчване със синя светлина, в резултат на което материалът се еластифицира.

ОБТУРАЦИОННИ МАТЕРИАЛИ

Обтурационните материали са основни дентални материали, които са предназначени за възстановяване на дефектите на твърдите зъбни тъкани предимно в клинични условия.

Най-общите изисквания към обтурационните материали са следните:

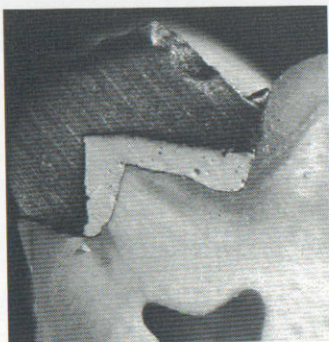
1. Обтурационните материали трябва да притежават механични качества възможно най-близки до тези на тъканите, които възстановяват – емайла и дентина. Имитирането на механичните качества на твърдите зъбни тъкани се определя като механична биомиметика. Механичните качества се преценяват най-често според твърдостта, якостта на натиск и модула на еластичност. Твърдостта дава приблизителна представа за износоустойчивостта на материала. Якостта на натиск показва устойчивостта спрямо преобладаващите смачкаващи и пресоващи натоварвания, които се проявяват върху обтурациите по време на дъвкателната функция. Модулът на еластичност определя еластичните качества на материалите, чията съвместимост с тези на твърдите зъбни тъкани определя до голяма степен дълготрайността на адхезията.

За ориентиrowъчна оценка на механичните качества на твърдите зъбни тъкани може да се ползува [табл. 20](#), въпреки, че те не са постоянни и варират в зависимост от многобройни фактори: наследственост, възраст, състоянието на зъбната пулпа и др.

Таблица 20. Механични свойства на твърдите зъбни тъкани (по O'Brien и П. Ботушанов)

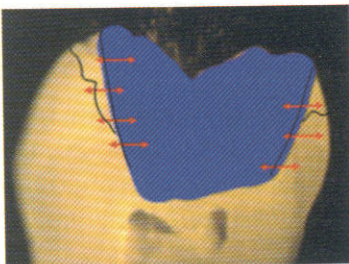
	Емайл	Дентин
Твърдост VHN	408	60
Якост на натиск МПа	384	297
Модул на еластичност МПа	84000	18000

2. Обтурационните материали трябва да бъдат топлинни изолатори както твърдите зъбни тъкани. Когато те са топлинни проводници или имат значително по-голяма топлопроводност, отколкото тази на твърдите зъбни тъкани, при консумиране на много топли и студени храни освен болковите усещания се създават и условия за хронични термични увреждания на зъбната пулпа. Когато обтурационният материал е топлопроводим, той се изолира от живия и чувствителен дентин с термоизолационна подложка ([Фиг. 223](#)).

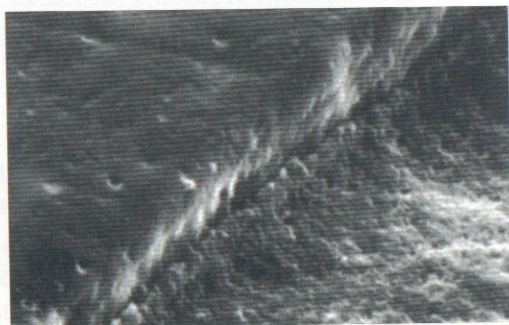


Фиг. 223. Термоизолационна подложка (по К. Anusavice)

2. Обтурационните материали трябва да притежават топлинни обемни промени, близки до тези на дентина и емайла. При разлика в коефициентите на термично разширение приемането на топли и студени храни предизвиква напрежение и разкъсване на адхезивните връзки между обтурацията и зъбните тъкани, а понякога и счупване на тънки зъбни стени (Фиг. 224 и 225).

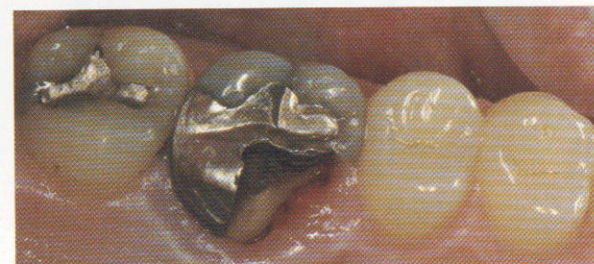


Фиг. 224. Напрежение и разкъсване на адхезивните връзки и фрактури на зъбните стени при неадекватни коефициенти на термично разширение на твърдите зъбни тъкани и обтурационния материал



Фиг. 225. Електронно-микроскопска снимка на разкъсани адхезивни връзки при неадекватни коефициенти на термично разширение на дентин и обтурационен материал (по К. Anusavice)

Клиничните ни наблюдения показват, че след обтуриране с метални сплави около 90 % от зъбите имат по-малки или по-големи фрактури на зъбните стени, дължащи се на различните коефициенти на термично разширение на зъбните структури и метала (Фиг. 226).



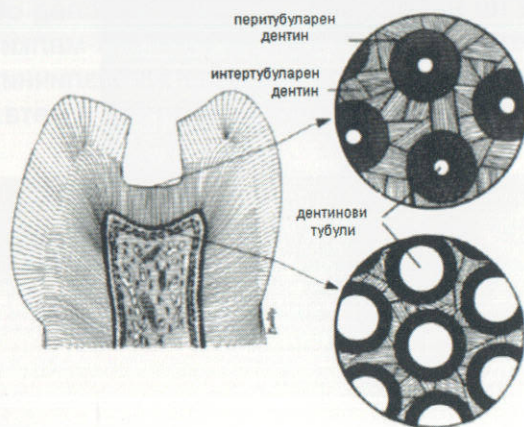
Фиг. 226. Фрактура на туберкул на зъб 16 около метален обтурационен материал

4. Обтурационните материали с естетическите си качества трябва успешно да имитират цвета на естествените зъби. Естествената зъбна коронка в различните си участъци има различни оптични свойства. Материалите трябва да възпроизвеждат не само цвета на зъба, но и опакитета на дентина, транспарентността, луминесценцията, опалесценцията и блясъка на емайла. Така се постига естетична биомиметика.

Цветоустойчивостта на материалите е необходима за дълготрайно запазване на получения естетичен ефект.

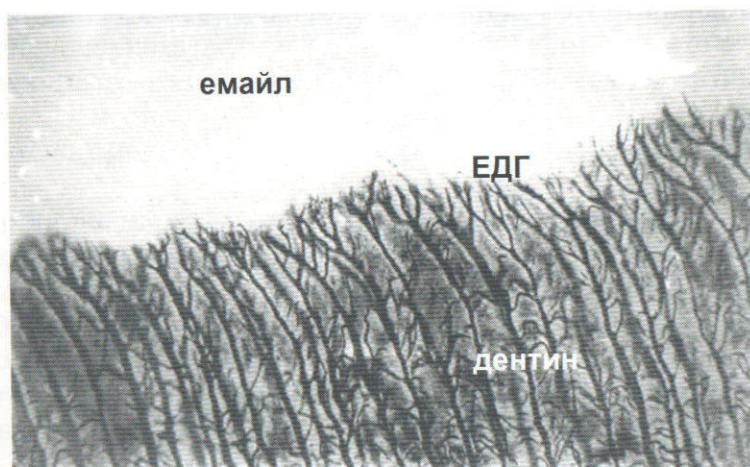
5. Обтурационните материали трябва да бъдат биологично активни – с възможност за стимулиране на регенеративните процеси и локалната резистентност на твърдите зъбни тъкани или биологично поносими – токсичността им да не предизвиква трайни и необратими увреждания. Токсичността на даден обтурационен материал се проявява не само при директен контакт със зъбната пулпа, но и след проникването на токсините към пулпата поради т. нар. дентинова проникваемост.

Дентиновата проникваемост се дължи на наличието на каналчета в дентина, които се простират от зъбната пулпа до емайло-дентиновата граница. Тяхното количество и диаметър зависи от близостта им към зъбната пулпа – до емайла те са около 20000 на mm^2 и с диаметър около 0,5 μm , а до пулпата – над 50000 на mm^2 с диаметър около 2,5 μm . Според D. Pashley дентиновите каналчета заангажират 22 % от дентина до пулпата и само 1% при емайло-дентиновата граница (Фиг. 227).



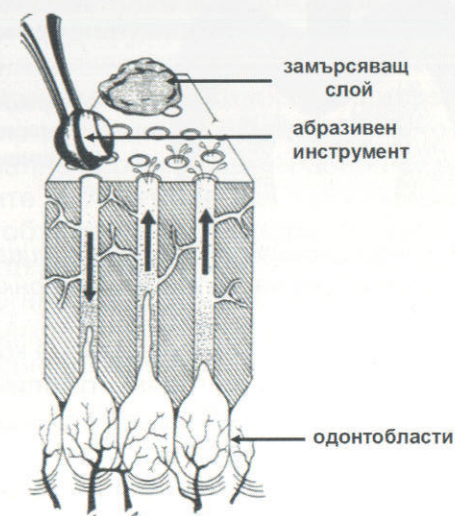
Фиг. 227. Ширина на дентиновите каналчета (тубули) в зависимост от близостта им към пулпата (по R. Craig)

Дентиновите каналчета са изпълнени с одонтобластни израстъци, които образуват дентиновия матрикс и достигат до емайло-дентиновата граница (Фиг. 228).



Фиг. 228. Дентинови каналчета, достигащи до емайло-дентиновата граница (ЕДГ) (по K. Anusavice)

В дентиновите каналчета около одонтобластните израстъци има серумоподобна дентинова течност. Пулпното кръвообращение поддържа слабо налягане от около 25–30 mm Hg стълб, което причинява течене на дентиновата течност от пулпата към емайло-дентиновата граница, когато са отстранени повърхностните зъбни структури вследствие на патологични състояния или обработване с абразивни инструменти (Фиг. 229).

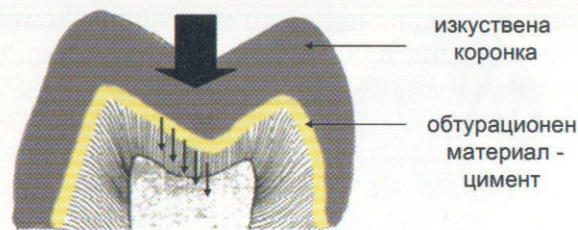


Фиг. 229. Движение на дентиновата течност в дентиновите каналчета и излив на повърхността на прерязания дентин (по K. Anusavice)

Когато бактериални или химически продукти преминат през течността в дентиновите каналчета одонтобластите и пулпната съединителна тъкан обикновено първо реагират чрез локална некроза – до 12 часа, която може да бъде последвана от локален пулпит – от 12 часа до няколко дни. Ако при преобладаващи бактериални продукти пулпитът не се преодолее се развива ликвационна некроза или хронично възпаление на пулпата, който екзацерира при инфилтрация на нови токсични продукти.

Навлизането на химични и биологични продукти към пулпата става по пътя на преминаването на йони и молекули през дентиновата течност чрез дифузия въпреки налягането отвътре навън се означава като дифузионна дентинова проницаемост. Тя се повишава при малка големина на молекулите, нисък вискозитет и добра мокреща способност (хидрофилност) на токсичните продукти.

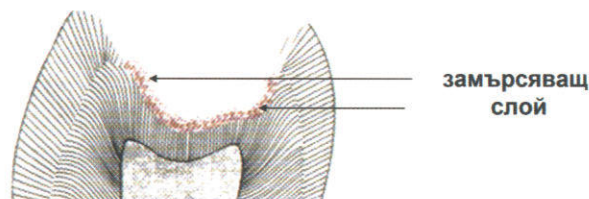
При упражняване на външно налягане, напр. при фиксиране на несменяеми протези, хидростатичното налягане на obturационния материал преодолява налягането на дентиновата течност и токсичните продукти лесно навлизат към пулпата. Така се проявява т. нар. конвекционна дентинова проницаемост (Фиг. 230).



Фиг. 230. Конвекционна дентинова проницаемост при фиксиране на изкуствена коронка

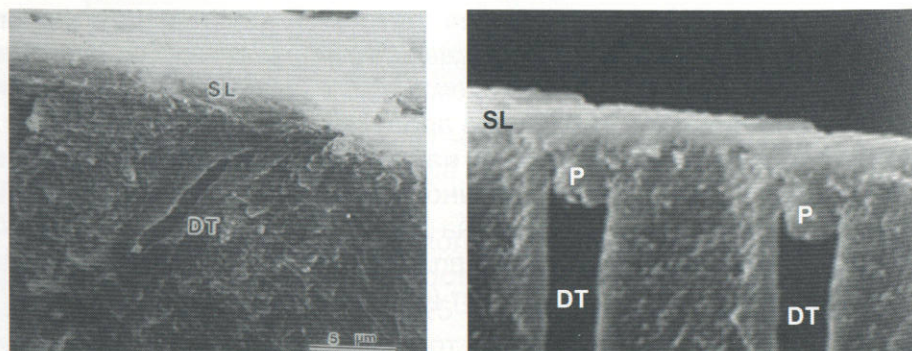
Дентиновата проницаемост е по-значителна когато материалът е по-близо до пулпната камера поради голямото количество на дентиновите каналчета в тази област и се намалява при наличието на замърсяващ слой над дентиновата повърхност.

При обработване на дентина и емайла с абразивни инструменти винаги се образува замърсяващ слой, който покрива обработените зъбни повърхности и представлява смес от отпилки, бактерии и дентинова течност с дебелина от 0,5 до 10 μm (Фиг. 231).



Фиг. 231. Схематично представяне на замърсяващ слой

Свързан е сравнително здраво с дентина, прониква като повлечка в дентиновите каналчета на дълбочина от 1 до 10 μm и запечатва устията им (Фиг. 232).

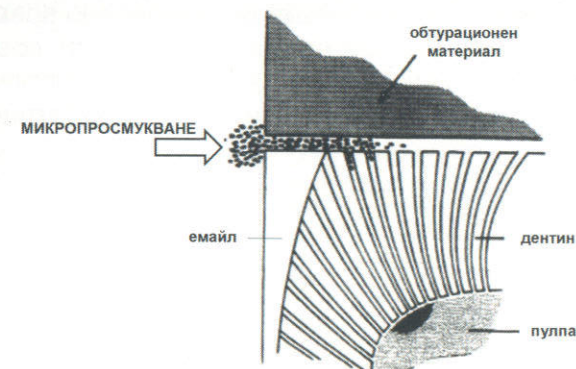


Фиг. 232. Микроскопски снимки на замърсяващ слой (SL), дентинови каналчета (DT) и запушалки от замърсяващия слой (P) (по К. Anusavice)

Запушалките от замърсяващ слой представляват механична бариера, която пречи на дифузионната и конвекционна дентинова проницаемост и така намаляват и дори елиминират както бактериалната инвазия, така и токсичността на обтурационните материали.

6. Съществено изискване е обтурационните материали да съществуват максимално здрава, дълготрайна и херметична адхезивна връзка към твърдите зъбни тъкани.

Често между обтурационния материал и зъбните стени съществува микроскопична цепнатина, през която проникват течности, молекули и йони, микроорганизми и техните токсични продукти. Това явление се определя като микропросмукване и представлява един от най-трудните за преодоляване проблеми на денталната медицина (Фиг. 233).



Фиг. 233. Микропросмукване (по П. Ботушанов)

Микропросмукването е предпоставка за постоперативна чувствителност, вторичен кариес, пулпна патология, повишена разтворимост на обтурационния материал, екзогенно преоцветяване и дефиксация на обтурацията или протезната конструкция. При съвременните адхезиви за композиционни материали микропросмукването, макар и да съществува, е значително ограничено и някои автори го определят като нанопросмукване. Нанопросмукването, при което цепнатината е по-малка от 50 nm и макар да не допуска бактериална инвазия, е рисков фактор, тъй като проникват бактериални протеолитични ензими, течности и киселини, които разрушават адхезията и намаляват трайността на адхезивното възстановяване.

Микропросмукването зависи предимно от вида на адхезията. По принцип винаги при механично (макро – или микромеханично) свързване съществува процеп между обтурационния материал и зъбните стени. Големината на този процеп, а оттам и степента на микропросмукването се повишава от факторите, нарушаващи адхезията – различните коефициенти на термично разширение, обемните изменения проявяващи се при втвърдяването на обтурационните материали, разликата в еластичните качества на зъбните тъкани и материалите при

механични натоварвания. Просмукването на течности от своя страна увеличава разтворимостта на материалите и процепът се разширява.

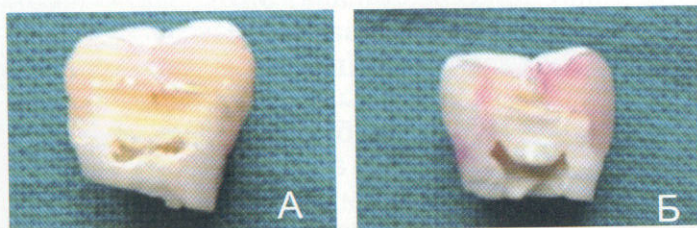
Микропросмукването се елиминира при осъществяване на химическа адхезия между obturационния материал и твърдите зъбни тъкани.

Микропросмукването се намалява, когато при корозия на obturационния материал (напр. амалгама) корозионните продукти се отлагат в микропроцепа и го запечатват.

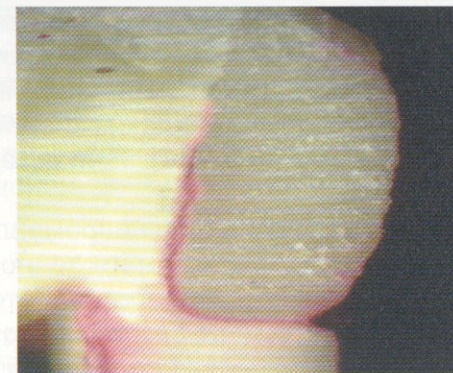
Класическото изследване за микропросмукване се провежда по следния начин: Подлежащи на екстракция зъби се obturират с изследвания obturационен материал. След време се екстрахират и се съхраняват в среда с изкуствена слюнка при температура, която циклично се променя за симулиране на условията в устата при приемане на топли и студени храни. След това зъбите се потопяват за определено време – най-често за 24 часа – във водни разтвори на багрила – фуцин, сребърен нитрат, метиленово синьо, родамин. Изработват се микроскопски шлифове и с микроскоп се наблюдава и измерва проникването на багрилото в твърдите зъбни тъкани около obturацията (Фиг. 234 и 235).



Фиг. 234. Навлизане на синьо багрило в резултат на микропросмукване



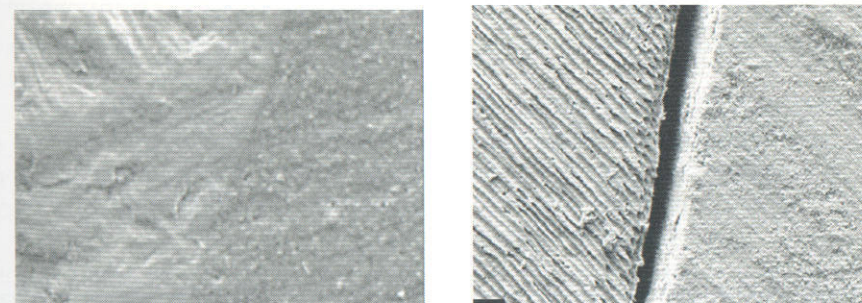
Фиг. 235. Изследване за микропросмукване с фуцин (розово багрило): А – липса на микропросмукване; Б – наличие на микропросмукване (по V. Sharma и кол.)



Фиг. 236. Изследване за микропросмукване. Проникване на фуцин около obturацията до зъбната пулпа (по M. Sakri)

Понякога се използват флуоресциращи оцветители, чието проникване се измерва с микроскоп с ултравиолетова светлина.

Преценка за микропросмукване се прави и чрез електронно-микроскопско изследване, като се търси липса или наличие на цепнатина между obturационния материал и зъбните тъкани, която може да се измери (Фиг. 237).



Фиг. 237. Електронно-микроскопски снимки:

А – липса на цепнатина и на микропросмукване (по V. Sardana и кол.); С – наличие на цепнатина с очаквано микропросмукване (по R. Nagpal и кол.)

7. Obturационните материали не трябва да се разтварят от околните течни среди – слюнка, дентинова течност, гингивална течност.

Разтворимостта на obturационните материали е в зависимост от:

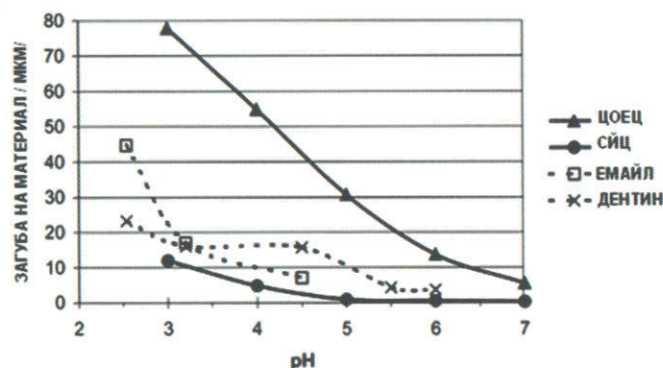
– Наличието и количеството на разтворимите съставки в материала. По принцип няма напълно неразтворими в условията на устата obturационни материали.

– Химическата агресивност на околната течност – разтворител.

Слюнката увеличава киселинността си при патологични състояния и в зависимост от консумираната храна. Киселини се образуват 20 min след контакт на въглехидрати със зъбната плака, в която лактобацилите и стрептококите продуцират млечна киселина, която бавно и продължително разтваря както твърдите зъбни тъкани, така и obturационните материали.

Дентиновата течност е относително непроменлива.

В устата най-агресивна е гингивалната течност във венечното джобче поради киселата си реакция от постоянното задържането на хранителни остатъци и бактериален разпад. Затова разтворимостта на obturационните материали, които се разполагат във венечното джобче се изследват в слаби водни киселинни разтвори (Фиг. 238).



Фиг. 238. Разтворимост на различни материали и зъбни тъкани след 2 часа в 0,3% разтвор на лимонена киселина при различни стойности на pH. ЦОЕЦ – цинков-оксид евгенолов цимент, СИЦ – стъклено-йономерен цимент (по M. Eisenburger, M. Ady и A. Roßbach)

– Големината на площта на материала, която е в контакт с разтворителя е пропорционална на разтворимостта. Затова се препоръчва сравнително по-податливите на разтваряне obturационни материали да се нанасят на максимално тънки слоеве. При наличие на микропросмукване тази контактна площ значително се увеличава.

8. Obturационните материали трябва да притежават технологични качества, осигуряващи лесното им обработване – лесно дозиране и смесване на компонентите, достатъчно манипулационно време, бързо време на втвърдяване и дълъг срок на годност. По-дълготното манипулационно време, което позволява по-спокойна и прецизна работа в клиничния кабинет по правило се постига чрез изстудяване на материалите и никога чрез промени в дозировката. Охлаждането, обаче, намалява визкозитета на смесите и е възможно да компрометира адхезията с твърдите зъбни тъкани.

9. Obturационните материали трябва да бъдат биологично активни – с възможност за стимулиране на регенеративните процеси, повишаване на резистентността на твърдите зъбни тъкани. Регенерацията се изразява в образуване на нов, безканалчест бариерен дентин от стимулиращо дразнене на одонтопластите в зъбната пулпа – репаративен (иритационен) дентин (Фиг. 239).

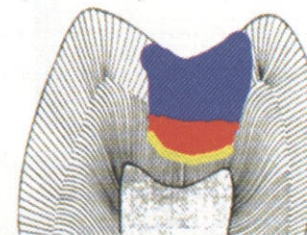


Фиг. 239. Репаративен дентин при липса на микропросмукване

Резистентността на твърдите зъбни тъкани се повишава кога хидроксилапатита, от който са изградени, се модифицира и става по-неуязвим за киселинно разтваряне или се редуцират микроорганизмите в устната среда.

10. Obturационните материали трябва да не са порьозни, за да не позволяват растеж на микроорганизми и да могат да се полирират идеално в клинична обстановка за да не задържат плака или бактерии и да не се преоцветяват екзогенно.

Засега на описаните изисквания не отговаря нито един obturационен материал. Затова в лечебната практика obturациите се извършват чрез комбиниране на различни материали. Материалите с по-високи биологични свойства се нанасят до живите и язвими тъкани, а по-механичните се покриват с материали, притежаващи високи механични и естетични качества. Тъй като различните материали се нанасят послойно в работения в твърдите зъбни тъкани кавитет, комбинацията е известна като сандвич-obтурация (Фиг. 240).



Фиг. 240. Сандвич-obтурация от три различни obturационни материала

Обтурационните материали се разделят на три големи групи: дентални цименти, композиционни обтурационни материали и дентални амалгами.

ДЕНТАЛНИ ЦИМЕНТИ

Денталните цименти са основни клинични обтурационни материали, които въпреки сравнително ниските си механични качества имат високи медико-биологични свойства и се използват когато якостта на материала не е от първостепенно значение.

Според дълготрайността на престояване в устата денталните цименти се разделят на временни и постоянни.

Временните цименти се използват за краткотрайно обтуриране и фиксиране на мостовидни протези и коронки.

Циментите за временни обтурации обикновено са еднокомпонентни, имат пастообразна консистенция и се прилагат за покриване на медикаменти в кавитети, изработени в твърдите зъбни тъкани. Втвърдяват се от топлината и влажността в устата след около 20 min.

У нас широко се използва временния цимент Фармперка. Състои се от цинков оксид, цинков сулфат, калциев сулфат, течен парафин и оцветители.

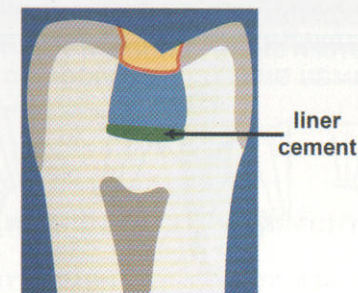
Други подобни средства могат да съдържат и каолин, декстрин, восъци, смоли, полимерни материали и др.

Някои цименти за временни обтурации с включена фотоиницираща система се втвърдяват след светлинно облъчване.

Циментите за временно фиксиране на неснимаеми протезни конструкции се предлагат като две пасти, които се втвърдяват химически след размесване. Представяват цинк-оксид-евгенолови, цинков-оксид-безевгенолови, композиционни или калциево-хидроксидни цименти, които са модифицирани със значително количество инертни пълнители за понижаване на механичните свойства и лесно отстраняване на временния цимент.

Постоянните дентални цименти според предназначението си се разделят на:

1. Цименти с подчертана биологична активност и минимална токсичност – т. нар. лайнери (англ. liners или liner cements (Фиг. 241).



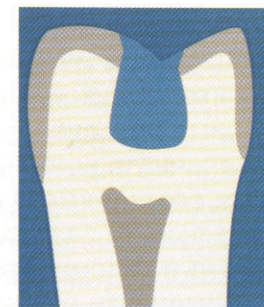
Фиг. 241. Liner cement

2. Цименти за термоизолационни изолационни подложки – англ. base cements. Когато, обаче, тези цименти имат не само термоизолационни свойства, но и биологична активност и подобряват адхезията на обтурациите, тогава се определят като англ. lining cements (Фиг. 242).



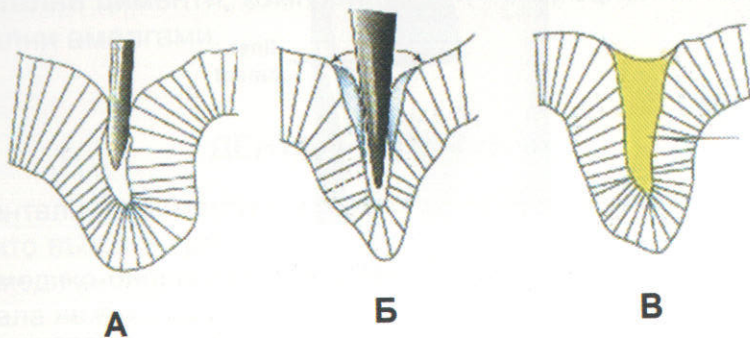
Фиг. 242. Base (lining) cement

3. Цименти за дефинитивна обтурация – англ. filling cements. Обтурацията е само от един материал, който е в контакт и с устната среда (Фиг. 243).



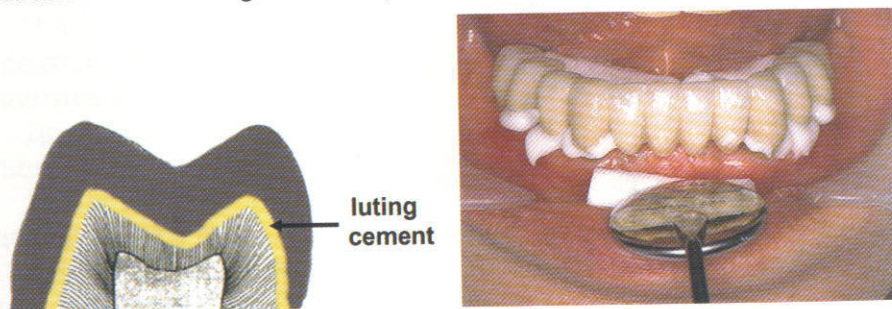
Фиг. 243. Filling cement

4. Цименти за профилактично obtуриране на дълбоки фисури в емайла на постоянни детски зъби – силанти – англ. sealant cements (Фиг. 244).



Фиг. 244. Дълбока фисура в емайла на детски зъб:
А – диагностициране; Б – разширяване с абразивен инструмент; В – obtуриране със силант (по Р. Рота)

5. Цименти за постоянно фиксиране на неснимами протезни конструкции – коронки и мостовидни протези и ортодонски брекети и пръстени – англ. luting cements (Фиг. 245).



Фиг. 245. Luting cement

Постоянните дентални цименти трябва да отговарят на всички изисквания, засягащи obtурационните материали. Специфично изискване съществува към циментите за фиксиране – при тях трябва да се постигне минимално дебел циментов слой, който определя както оптималното адаптиране и механичната устойчивост на протезната конструкция, така и минималната разтворимост на цимента, разположен във венечното джобче. Възможността за образуване на тънък циментов слой зависи от вискозитета и големината на частиците в циментовата смес. Съобразно съвременните спецификации дебелината на циментовия слой не трябва да надвишава 25 μm .

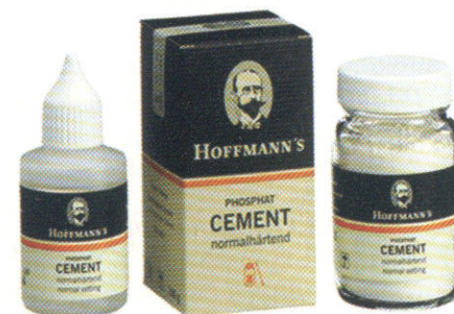
Постоянните стоматологичните цименти се класифицират според техния състав като: цинк-фосфатни, цинк-полиакрилатни, стъклено-йо-

номерни, композитни, цинк-оксид-евгенолови и калциево-хидроксидни цименти. Използуваните преди години силикатни и силикофосфатни цименти днес вече не се произвеждат и не намират приложение в лечебната практика.

Цинк-фосфатни цименти

Цинк-фосфатният цимент е един от най-широко използваните цименти в денталната практика. Има над 110-годишна история, когато един френски архитект го предлага като obtурационен материал в 1879 г. вместо използвания от 1860 г. цинк-оксихлориден цимент. През 1892 г. О. Hoffmann подобрява състава му и днес той е един от най-широко използваните цименти в денталната практика. Предназначен е за изолационни подложки и за постоянно фиксиране на неснимами протезни конструкции.

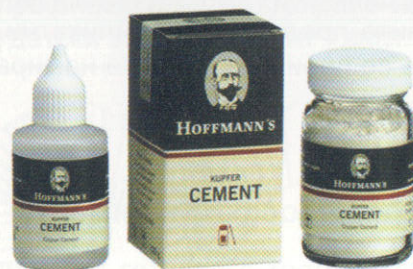
Цинк-фосфатният цимент се предлага като прах и течност (Фиг. 246).



Фиг. 246. Цинк-фосфатен цимент

Прахът съдържа около 85–90 % цинков оксид, 8–10% магнезиев оксид и 2–5% други оксиди (SiO_2 , Al_2O_3 , Bi_2O_3 , BaO , CaO и др.). SiO_2 и Al_2O_3 увеличават твърдостта на цимента и удължават времето на втвърдяване. Bi_2O_3 допринася за по-лесното смесване и разбъркване на праха с течността. BaO придава рентгенова контрастност на материала. Малки количества метални оксиди служат за оцветители.

В праха могат да бъдат включени малки количества медни оксиди (в т. нар. медни цименти) или сребърен фосфат (в т. нар. сребърни цименти), които имат слабо бактериостатично действие (Фиг. 247).



Фиг. 247. Меден цимент

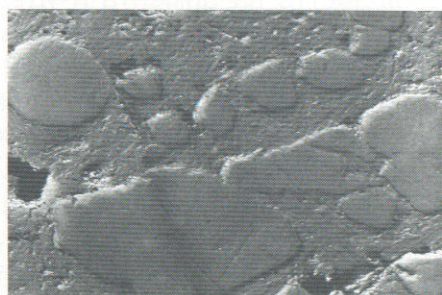
Някои цименти съдържат калаен флуорид (1–3 %) или калциев хидроксид.

Изходните оксидни материали се смесват и изпичат при температура 1000–1400 °C за намаляване на химическата им реактивност и се смилат и пресяват до получаване на фин прах. В зависимост от големината на частиците циментът се означава като тип I – дребнозърнест (25 μm) или тип II – среднозърнест (45 μm). Циментът тип I има по-кратко време на втвърдяване и позволява получаване на по-тънък циментов слой при фиксиране на неснимаеми протези.

Прахът се съхранява в херметизирана опаковка, която след употреба веднага се затваря, тъй като се овлажнява и карбонизира от CO_2 във въздуха.

Течността се състои от около 50–60 % фосфорна киселина, 10–15 % алуминиеви и цинкови фосфати, които буферират разтвора, намаляват реактивоспособността на киселината и регулират химическата реакция и 30 % вода. Съхранява се в бутилка, снабдена с капкомер, която след употреба веднага се затваря херметически, защото промяната на водното съдържание влошава качествата на цимента и променя времето на втвърдяване.

При смесване на праха с течността фосфорната киселина разтвора повърхността на частиците на цинковия оксид, отделят се цинкови йони и се образува аморфен матрикс от цинково-алуминиев фосфат, който включва частично разтворените частици от цинков оксид (Фиг. 248).



Фиг. 248. Микроскопска снимка на втвърден цинк-фосфатен цимент (по K. Anusavice)

Реакцията е екзотермична и продължава от 5 до 10 min.

Върху матовата страна на студена, суха и дебела стъклена плочка се поставят необходимите количества прах и течност. Мерителна лъжичка обикновено не се използва, защото съотношението между праха и течността зависи от желания вискозитет на циментовата смес – за подложка или за циментиране. Прахът се разделя на 5–6 порции (Фиг. 249).



Фиг. 249. Дозирание на цинк-фосфатен цимент

Размесването става с шпатула от неръждаема стомана. В началото се прибавя много малка част от праха към течността и се разбърква с пъргави ротационни движения на широка повърхност, докато се получи рядка хомогенна смес (циментово мляко). След това за кратко време се добавят нови и все по-големи количества прах до получаване на желаната консистенция – тестообразна, за подложка – при повдигане на шпатулата циментовата смес се къса или каймакообразна за фиксиране на неснимаеми протези – при повдигане на шпатулата циментът се точи. Никога не се добавя течност към сместа. Времето за разбъркване е от 60 до 90 sec.

Манипулационното време и времето на втвърдяване зависи от съотношението между праха и течността, от начина и времето на разбъркване и от околната температура. Чрез забавяне на втвърдяването се постига достатъчно дълго манипулационно време, през което циментът има удобен за работа вискозитет. Манипулационното време се преценява визуално – докато циментът е с лъскава повърхност.

При удължаването на времето на втвърдяване чрез промяна на съотношението между праха и течността, когато повече течност се размесва с по-малко прах, рязко се влошават качествата на цимента.

Прибавянето на малки порции прах към течността забавя времето на втвърдяване. Химическата реакция протича по-бавно поради неутрализиране на екзотермичната топлина от стъклената плочка особено ако тя е достатъчно дебела и разбъркването става върху максимално голяма повърхност.

Добър начин за удължаване на манипулационното време е чрез приготвяне на цимента върху изстудена в хладилник дебела стъкло-плачка. Поради максималното неутрализиране на екзотермичната топлина химическата реакция се забавя значително. Този начин позволява желания вискозитет на сместа да се получи чрез включване на 50 до 75 % повече прах в даден обем от течността, което повишава рязко качествата на цимента без скъсяване на манипулационното време.

Свойствата на цинк-фосфатния цимент зависят предимно от съотношението между праха и течността при приготвяне. Колкото е по-малко количеството на матрикса във втвърдения цимент и по-голямо количеството на частиците от цинков оксид, толкова са по-високи механичните и биологични качества на цимента. Ето защо трябва винаги да съществува стремеж за размесване на максимално количество прах в минимален обем от течност.

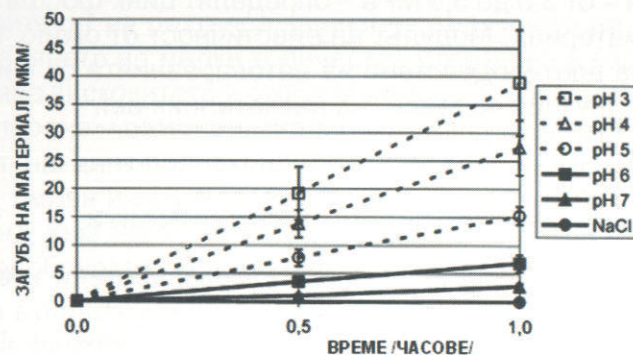
Токсичността на цинк-фосфатния цимент зависи от киселинността и процеса на неутрализиране на циментовата смес и от проникващата способност на фосфорната киселина в дентина.

Непосредствено след разбъркването циментът има pH 1–2. При образуването на матрикса киселинността започва да намалява – след 1 час pH е около 4 и на 24-ия час pH достига 6–7. Токсичното увреждане на зъбната пулпа е възможно през първите 5 часа след нанасянето на цимента. При по-рядко, с по-малко прах приготвени цименти киселинността остава висока по-дълго време.

Фосфорната киселина има малка молекула с голяма дифузионна проникваща способност – до 1,5 mm – в дентиновите каналчета. При циментирането на коронки и мостове проникването се увеличава и поради хидростатичното налягане на циментовата смес. При тънък дентинов слой – под 1,5 mm над зъбната пулпа – цинк-фосфатният цимент може да предизвика невъзвратимо пулпно заболяване. Често възникващите след циментиране с цинк-фосфатен цимент болки се дължат не само на киселинното влияние, но и поради хидростатичното налягане на циментовия разтвор, което повишава налягането в пулпната камера.

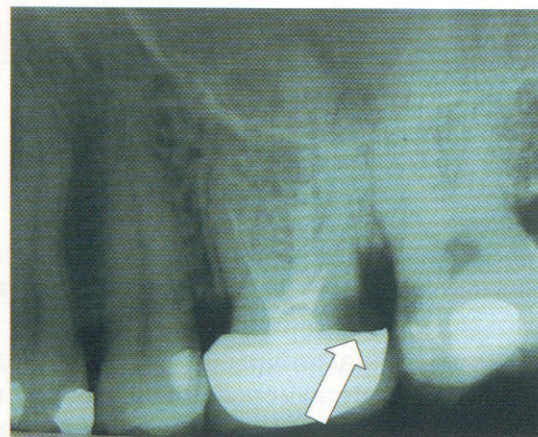
Адхезията на цинк-фосфатния цимент към твърдите зъбни тъкани и към протезните конструкции е микромеханична, като по време на циментирането свободната фосфорна киселина отстранява замърсяващия слой, частично разтваря и допълнително разграпавя твърдите зъбни тъкани. Микромеханичната адхезия, обаче, не осигурява херметизъм към твърдите зъбни тъкани. Според Б. Боянов поради свиването на материала по време на втвърдяването му, което е около 0,1 %, между цинк-фосфатния цимент и зъбната повърхност остава процеп с ширина около 3 μ m. Водната молекула има големина под 10–4 μ m, а лактобацилите – 2 μ m. Това значително микропросмукване е една от причините за развитие на вторичен кариес или пулпна патология.

Разтворимостта на цинк-фосфатния цимент е пропорционална на количеството на матрикса във втвърдения цимент. По-гъстите смеси се разтварят по-малко. Приготвеният в каймакообразна консистенция цимент за фиксиране показва разтворимост от 0,2 % във вода за 24 часа, но в слаби киселини – млечна, оцетна, лимонена – е значителна и може да достигне до 20% за 7 дни, особено при обща висока киселинност на устната среда (Фиг. 250).



Фиг. 250. Разтворимост на цинк-фосфатен цимент в 0,3 % лимонена киселина при различно pH (по M. Eisenburger, M. Ady и A. Roßbach)

Разтворимостта е свързана и с дебелината на циментовия слой. При по-дебел слой изложената по-голяма повърхност към средата – разтворител води до по-бързото разтваряне и отмиване. Разтворимостта е най-честата причина за разрушаване на циментовия слой между ръба на протезната конструкция и твърдите зъбни тъкани, увеличаване на микропросмукването и развитие на вторичен кариес (Фиг. 251).



Фиг. 251. Рентгенова снимка на развил се кариес под ръба на изкуствена коронка

Механичните качества на цинк-фосфатния цимент зависят до голяма степен от количеството на матрикса във втвърдения цимент, респ. от съотношението между праха и течността при разбъркването на цимента. При намаляване на количеството прах с 60 % якостта на натиск се понижава приблизително 3 пъти, а увеличаването на праха с 60 % води до повишаване на якостта с около 10 %. Голямата якост на натиск от 96 до 130 МПа – средно 100 МПа – и сравнително малката якост на опън – от 3,5 до 5,5 МПа – определят цинк-фосфатния цимент като крехък материал. Модулът на еластичност от около 13000 МПа е достатъчен за противодействие на натоварванията от неснимаемите протезни конструкции по време на дъвкателния акт.

Цинк-полиакрилатни цименти

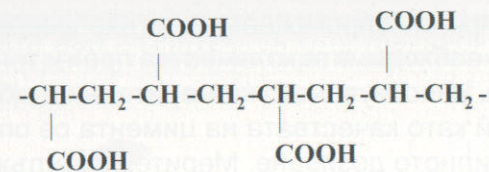
Цинк-полиакрилатните цименти са разработени и въведени от D. Smith през 1968 г. Известни са и под наименованията поликарбоксилатни и карбоксилатни. Предназначени са предимно за постоянно фиксиране на неснимаеми протезни конструкции и за изолационни и биологични подложки.

Цинк-полиакрилатният цимент се предлага в три търговски форми – като прах и течност, като прах, които се разбърква с дестилирана вода – водосмесим цинк-полиакрилатен цимент и като капсули (Фиг. 252).



Фиг. 252. Цинк-полиакрилатни цименти: А – прах и течност; Б – водосмесим с приложен дозатор за дестилирана вода

Течността на цинк-полиакрилатният цимент представлява 40% воден разтвор на полиакрилова киселина – адхезивен разклонен полимер с реактивоспособни карбоксилни групи и молекулно тегло от 25 000 до 50 000 (Фиг. 253).



Фиг. 253. Структурна формула на полиакриловата киселина

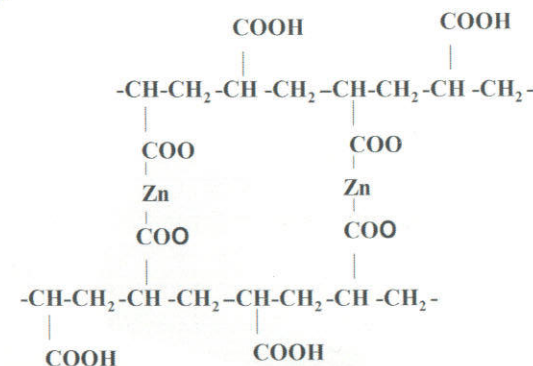
Вискозитетът на разтвора зависи от дължината на полимерните вериги. Добавянето на малки количества итаконова и тартарова киселини намалява вискозитета и стабилизира разтвора, който има склонност към гелиране – самопроизволно полимеризиране и омрежване.

Прахът на цинк-полиакрилатният цимент съдържа около 90 % синтерован, смлян и пресят цинков оксид и около 10 % магнезиев оксид. Понякога към него се добавя алуминиев оксид или стоманени нишки за подобряване на механичните качества, калаени или други флуориди.

Прахът и течността са много чувствителни към овлажняване и непосредствено след употреба трябва се затварят херметически.

В праха на водосмесимия цинк-полиакрилатен цимент е включена 15–18 % студено изсушена водоразтворима полиакрилова киселина. При спазване на определената дозировка изсушената киселина бързо се разтваря в дестилираната вода до получаване на 40 % – ен разтвор. Тези цименти имат по-дълъг срок на годност, като се елиминира възможността за гелиране на поликиселинния разтвор.

При смесване на праха с течността полиакриловата киселина разтваря повърхностно цинковия оксид. Отделените цинкови йони се свързват с карбоксилните групи и омрежват полиакриловата киселина. Образува се аморфен макрикс от пространствено омрежен цинков полиакрилат, в който са включени частично разтворените частици от праха (Фиг. 254).



Фиг. 254. Структурна формула на пространствено омрежен цинков полиакрилат

Върху гланцирана непромокаема хартия, предоставена в опаковката, се поставят необходимите количества прах и течност в предписаното съотношение. Използването на мерителни лъжички и капкомер е задължително, тъй като качествата на цимента се определят до голяма степен от правилното дозиране. Мерителната лъжичка се напълва с прах и се изравнява с ръба на шпатулата. Бутилката с вграден капкомер се държи вертикално и така се отмерват еднакви капки. С метална шпатула прахът се разделя на две части. Едната половина се смесва и разбърква с цялото количество течност за 15–20 sec и след това към сместа се прибавя и другата половина от праха и се разбърква за още 20 sec.

Перфектно дозиране и смесване на праха с течността се получава при използването на капсули (Фиг. 255).



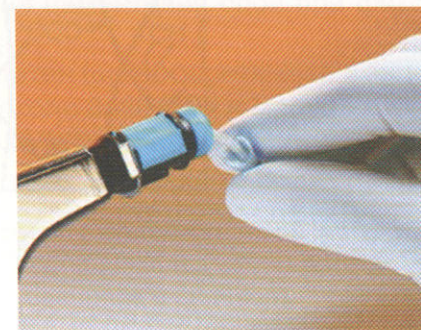
Фиг. 255. Цинк-полиакрилатен цимент в капсули

Всяка капсула съдържа точно претеглени във фабрични условия прах и течност, разделени с тънка мембрана. Непосредствено преди употреба капсулата се активира, мембраната се скъсва, праха и течността се смесват и капсулата веднага се поставя в капсулна амалгамобъркачка, където чрез вибрации за 10 sec циментът се размесва (Фиг. 256).



Фиг. 256. Капсулна амалгамобъркачка

След това капсулата се поставя в специален пистолет за капсули и чрез тънкия ѝ крайник се инжектира в кавитета или в изкуствената коронка (Фиг. 257).

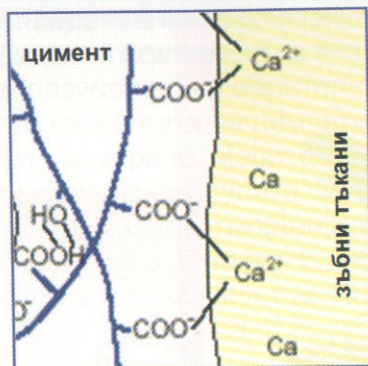


Фиг. 257. Пистолет за капсули и изтласкване на готовия цимент от капсулата

Манипулационното време на цинк-полиакрилатния цимент е 2–4 min, а времето на втвърдяване – 7–9 min. Химическата реакция може да се забави, ако опаковката и гланцираната хартия се изстудят в хладилник. Циментът се използва преди повърхността му да изгуби лъскавината си.

Въпреки че киселинността на цинк-полиакрилатния цимент и процеса на неутрализиране са почти същите като тези на цинк-фосфатния цимент, токсичността е по-слабо изразена. Това се обяснява с голямата молекула на полиакриловата киселина, която има малка дифузионна проникваща способност – до 0,2 mm – в дентиновите каналчета. Невъзвратими пулпни увреждания биха се проявили при много тънък дентинов слой над пулпата и голямо хидростатично налягане на циментовата смес при фиксиране на мостове и коронки върху витални зъби.

Адхезията на цинк-полиакрилатния цимент към твърдите зъбни тъкани е едновременно микромеханична и химична. Химичното свързване се дължи на активността на карбоксилните групи на полиакриловата киселина, които изместват фосфатните йони от хидроксилапатитните кристали и се създава йонна връзка с калция на твърдите зъбни тъкани (Фиг. 258).



Фиг. 258. Схематично представяне на химическата връзка между карбоксилните групи на полиакриловата киселина и калциевия хидроксилапатит

Якостта на химическата адхезия с емайла е от 3,5 до 10 МПа, а с дентина – около 2 МПа.

Създаване на оптимална химическа връзка между полиакриловата киселина и калциевите хидроксилапатитни кристали на зъбните тъкани е осъществимо след почистване на замърсяващия слой. Той се отстранява с 10 % – ен разтвор на полиакрилова киселина, с която се обработват зъбните повърхности за 20 сек или с 20 % разтвор на полиакрилова киселина и 3 % алуминиев хлорид за 10 сек и след това се измиват с вода и подсушават с въздушна струя. Тези препарати, наречени кондиционери, освен че отстраняват замърсяващия слой, подобряват мокренето на твърдите зъбни тъкани от цимента, активират калциевите и фосфатните йони за химическа адхезия и понякога леко разтварят и награвяват емайла (Фиг. 259).



Фиг. 259. Препарати с воден разтвор на полиакрилова киселина; А – 10 %; Б – 20 % с 3% алуминиев хлорид

Възможна е, макар и слаба, химическа връзка между полиакриловата киселина и металните повърхности на протезните конструкции.

Разтворимостта на цинк-полиакрилатния цимент е по-малка от тази на цинк-фосфатния цимент и за 24 часа във вода е около 0,1 %. В слаби органични киселини разтворимостта е 1 % за 7 дни. Тя зависи до голяма степен от дебелината на циментовия слой при фиксиране на протезните конструкции.

Втвърденият цинк-полиакрилатен цимент притежава якост на натиск около 55 МПа, якост на опън около 8–10 МПа и модул на еластичност около 5000 МПа. В сравнение с цинк-фосфатния цимент цинк-полиакрилатният цимент не е крехък, а по-жилав и по-еластичен, с тиксотропни свойства. Механичните качества са твърде неблагоприятни, но достатъчни за постоянно фиксиране на много точно изработени и прецизно адаптирани протезни конструкции. Понастоящем приложението на цинк-полиакрилатните цименти не е оправдано при наличието на стъкло-йономерни цименти.

Стъкло-йономерни цименти

Стъкло-йономерните цименти са дентални цименти, съдържащи стъклен прах и при които в процеса на втвърдяване се осъществяват йонообменни химически реакции.

Разработени са от А. Wilson и В. Kent и патентовани през 1969 г. Първият стъкло-йономерен цимент е произведен през 1975 г. с наименованието ASPA (Alumino Silicate Poly-Acrylate). Известни са и под наименованията глас-йономерни и полиалкеноатни цименти.

Произвеждат се 4 типа стъкло-йономерни цименти според тяхното предназначение:

- тип I – за постоянно фиксиране на неснимаеми протезни и ортодонтски конструкции – luting cements,
- тип II – за дефинитивни obturations – filling cements
- тип III – за изолационни и биологични подложки – lining (base) cements и
- тип IV – за профилактично запълване на дълбоки фисури на постоянни детски зъби – sealant cements

Стъкло-йономерните цименти се предлагат в най-разнообразни търговски форми:

- като прах и течност за ръчно дозиране и размесване.
- като прах, разбъркващ се с вода за ръчно дозиране и размесване (Фиг. 260).



А

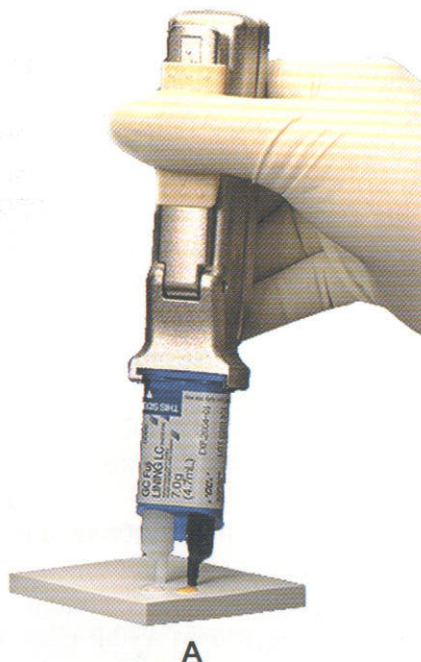


Б

Фиг. 260. Стъклено-йонотерни цименти за ръчно дозиране и размесване; А – прах и течност; Б – водосмесим

– като две пасты за автоматично дозиране със специално приспособление и ръчно размесване.

– като две пасты за автоматично дозиране и размесване в смесителни канюли (Фиг. 261).



А



Б

Фиг. 261. Пастообразни стъклено-йонотерни цименти: А – за автоматично дозиране и ръчно размесване; Б – за автоматично дозиране и размесване (по GC Corp.).

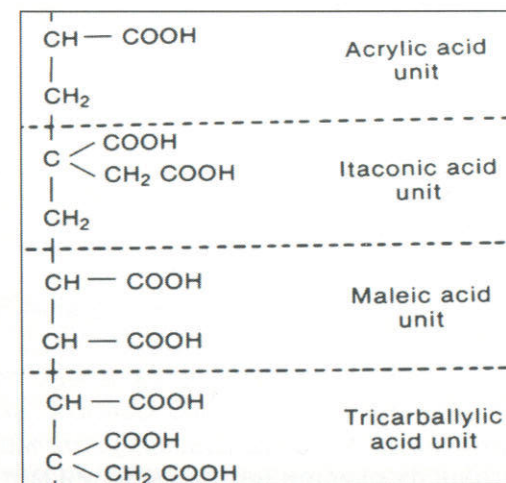
– като прах и течност в капсули за размесване в капсулна амалгамобъркачка (Фиг. 262).



Фиг. 262. Стъклено-йонотерен цемент в капсули (по GC Corp.).

Прахът на стъклено-йонотерните цименти съдържа разтворено в киселини калциево-флуоро-алумино-силикатно стъкло. Получава се чрез стопяване и синтероване на около 30–40% SiO_2 , 16–28% Al_2O_3 , 4–12% AlPO_4 , флуориди – CaF_2 , NaF , AlF_3 и др. при температура над 1100 °C. Флуоридите са около 20 %. В някои цименти се прибавят стронциеви оксиди, отделящи стронций, който има кариеспротективно действие. След охлаждане стъклото се раздробява, пресява до средна големина на частиците от 5 до 1,8 μm и опакова в херметизирани опаковки.

Течността представлява 40 % – ен воден разтвор на полиалкеноатни киселини – полимерни киселини с реактивоспособни карбоксилни групи – акрилова, итаконова, малеинова, карболова, тартарова и др. Те имат нисък вискозитет и слаба склонност към гелиране (Фиг. 263).



Фиг. 263. Полиалкеноатни киселини

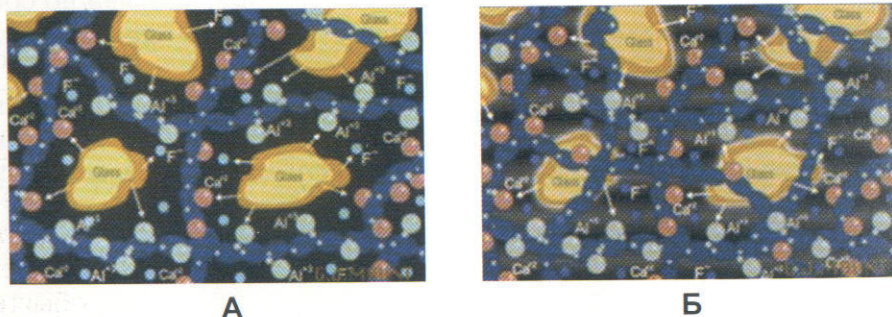
Течността се опакова в пластмасови бутилки, снабдени с капкомери.

В праха на водосмесимите стъкло-йономерните цименти допълнително са включени 18 % студено изсушени полиалкеноатни киселини. Разбъркват се с дестилирана вода и имат удължен срок на годност.

Прахът и течността са много чувствителни към овлажняване и непосредствено след употреба трябва да се затварят херметически.

Пастообразните стъкло-йономерни цименти имат подобен състав, но с включени неразтворими в киселини циркониево-силициеви пълнители.

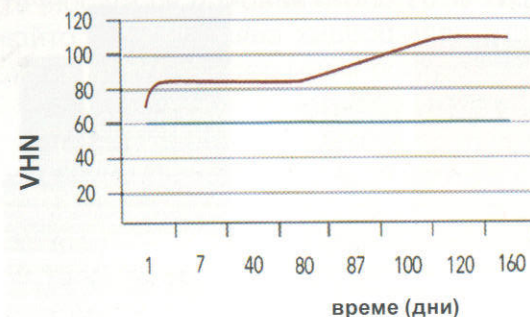
При смесване на праха с течността протича алкално-киселинна реакция. Киселините атакуват и разтварят повърхността на стъклените частици и се отделят калциеви, алуминиеви и флуорни йони. Калциевите и алуминиевите йони реагират с карбоксилните групи на полиалкеноатните киселини, които удължават полимерните си вериги, омрежват се помежду си и образуват матрикс, който обгражда повърхностно разтворените стъклени частици. Първоначалното втвърдяване се дължи на реакцията с двувалентните калциеви йони до образуване на калциево-полиакрилатни вериги (Фиг. 264).



Фиг. 264. Теоретична диаграма на алкално-киселинната реакция между стъкления прах и полиалкеноатните киселини. А – първоначално образуване на калциево-полиакрилатни вериги; Б – изграждане и на алуминиево-полиакрилатни вериги (по G. Mount)

След изчерпване на калциевите йони тривалентните алуминиеви йони изграждат алуминиево-полиакрилатни вериги, които са значително по-здрави и по-неразтворими от калциево-полиакрилатните вериги и изграждат окончателния матрикс. Около стъклените частици се образува силикатен хидрогел, повишаващ устойчивостта към киселинна атака. Тези трансформации на полимерния матрикс се означават като узряване (англ. maturation) на стъкло-йономерния цимент.

Процесът на допълнително омрежване продължава със седмици, а веригите могат да се чупят и възстановяват през целия живот на obturationния материал (Фиг. 265).



Фиг. 265. Повишаване на твърдостта по Vickers (VHN) при узряване на стъкло-йономерните цименти (по K. Kato и кол.)

Флуорните йони не участвуват във втвърдяването, а остават свободни в матрикса.

Отделянето на йоните от стъклото и свързването им с поликиселините, които представляват йонообменни реакции, могат да протичат само във водна среда. Водата в стъкло-йономерния цимент е около 20 % като химически свързана и като свободна вода. Свързаната вода е важна част от реакцията на втвърдяване и остава в цимента. Количеството на свободната вода може да бъде променено в зависимост от влажността на околната среда. След първоначалното втвърдяване до 24 часа циментът е много чувствителен към овлажняване, тъй като се отмиват реактивоспособните йони и разтворимите във вода калциево-полиакрилатни вериги. Дехидратацията затруднява йонната обмяна и изграждането на значително по-здрави и неразтворими алуминиево-полиакрилатни вериги.

В резултат на овлажняването и дехидратацията втвърденият продукт става порьозен, с повишена разтворимост от течностите в устната среда и с понижени механични, естетични и биологични качества.

Запазването на оптималния воден баланс в цимента е един от проблемите, които се решават клинично и в производствени условия.

Клиничното решаване изисква веднага след първоначалното втвърдяване циментът да се защити от слюнката в устата с изолационни влагонепроницаеми лакове. Те изолират втвърдения цимент и запазват водния баланс през първите няколко дни, когато йонообменните реакции са формирали значителната част от устойчивия алуминиево-

полиакрилатен матрикс. Съществуват два вида лакове: разтвори на естествени или изкуствени смоли в органични летливи разтворители и фотополимеризиращи със състав, подобен на емайловите адхезиви за композиционни материали (Фиг. 266).



Фиг. 266. Влагонепроницаеми изолационни лакове за стъкло-йонимерни цименти: А – летлив; Б – фотополимеризиращ (по GC Corp.)

Производственото решаване на проблема със запазването на водния баланс доведе до създаване на по-малко чувствителни към влага и дехидратация цименти.

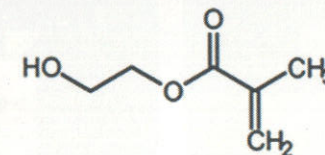
В последните години се произведоха т. нар. бързовтвърдяващи се стъкло-йонимерни цименти. При производството на стъкления прах са отстранява голяма част от излишните калциевите йони от повърхността на стъклените частици. Това позволява намаляване на количеството на разтворимите калциево-полиакрилатни вериги за сметка на бързото оформяне на здравите и неразтворими алуминиево-полиакрилатни вериги. След първоначалното втвърдяване циментът е значително по-нечувствителен към влага – до 5 min и към дехидратация до 14 дни и водният баланс може да се запази с подобрени влагонепроницаеми лакове (Фиг. 267).



Фиг. 267. Бързовтвърдяващ се стъкло-йонимерен цимент за дефинитивни обтурации с фотополимеризиращ изолационен влагонепроницаем с пълнители лак (по GC Corp.)

Друго производствено решение, свързано с възможността за запазването на водния баланс в стъкло-йонимерните цименти е създаването на т. нар. модифицирани с пластмаса или хибридни стъкло-йонимерни цименти.

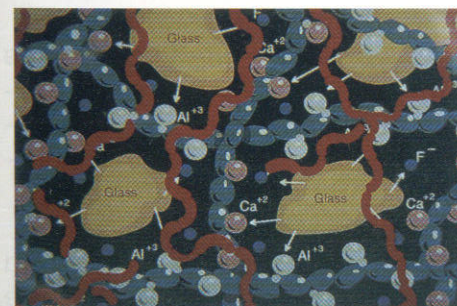
При тях в течността се прибавя около 20 % хидроксиетилметакрилат (HEMA), който представлява хидрофилен акрилов мономер и светлинно активиращ се инициатор (камфорохинон) (Фиг. 268).



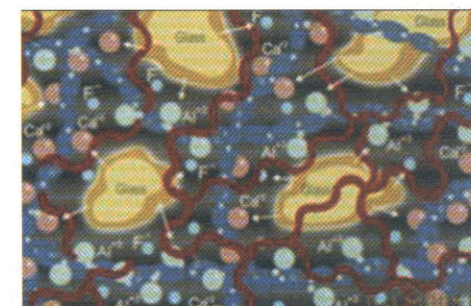
Фиг. 268. Структурна формула на хидроксиетилметакрилат (HEMA)

При облъчване с видима синя светлина с дължина на вълната от 460 nm камфорохинонът иницира полимеризацията на HEMA и в цимента се създава водонепроницаема полихидроксиетилметакрилатна мрежа, която запазва водния баланс за оптималното протичане на йонообменните омрежващи процеси и узряването на хибридният стъкло-йонимерен цимент.

Количеството на пластмасовата съставка във втвърдения цимент е около 5–7 % (Фиг. 269).



А



Б

Фиг. 269. Теоретична диаграма, показваща в червено полихидроксиетилметакрилатната мрежа в хибриден стъкло-йонимерен цимент. А – преди узряване; Б – след узряване на цимента (по G. Mount)

В зависимост от инициращата система за полимеризация на HEMA хибридният стъкло-йонимерен цимент могат да бъдат самополимеризиращи, когато се използва химическа иницираща система (пероксидно-иминов инициатор) или светлинно-полимеризиращи

(фотополимеризиращи), когато е включена фотоинициираща система – камфорохинон (Фиг. 270).



А



Б

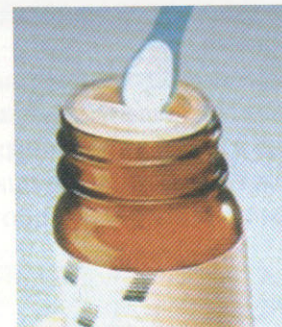
Фиг. 270. Хибридни стъкло-йонимерни цименти с кондиционери: А – химически полимеризиращ; Б – фотополимеризиращ (по GC Corp.)

Тези цименти се определят като двойно полимеризиращи – единият полимеризационен механизъм представлява алкално-киселинната реакция, която води до омрежваща полимеризация на поликиселините от отделените от стъкления прах метални йони, а другият засяга иницирираната полимеризация на НЕМА.

Някои производители включват във фотополимеризиращите стъкло-йонимерни цименти и химическа иницираща система за допълнителна полимеризация на НЕМА в участъците, където проникването на светлината е затруднено и тогава циментът понякога се определя като тройнополимеризиращ.

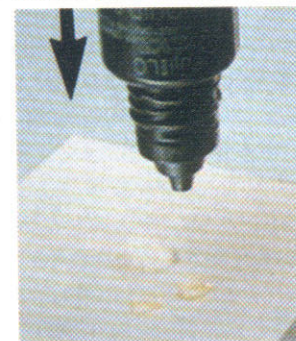
Приготвянето на стъкло-йонимерните цименти е подобно на приготвянето на цинк-полиакрилатните цименти, но задължително се използва пластмасова шпатула за цимент. Отделените метални йони от стоманена шпатула могат да променят цвета на материала и да смутят йонообменните реакции.

Дозирането има първостепенно значение за качествата на цимента. Прахът предварително се разбухва като бурканчето се разклаща или почуква. Мерителната лъжичка се напълва с прах и се изравнява с ръба на шпатулата или в гредичката на гърлото на бурканчето (Фиг. 271).



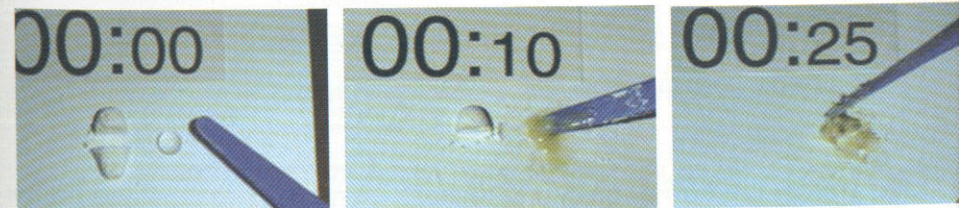
Фиг. 271. Изравняване на мерителната лъжичка при дозиране на праха на стъкло-йонимерния цимент (по GC Corp.)

Бутилката с вграден капкомер се държи вертикално и така могат да се отмерват еднакви капки (Фиг. 272).



Фиг. 272. Дозиране на еднакви капки от течността на стъкло-йонимерния цимент (по GC Corp.)

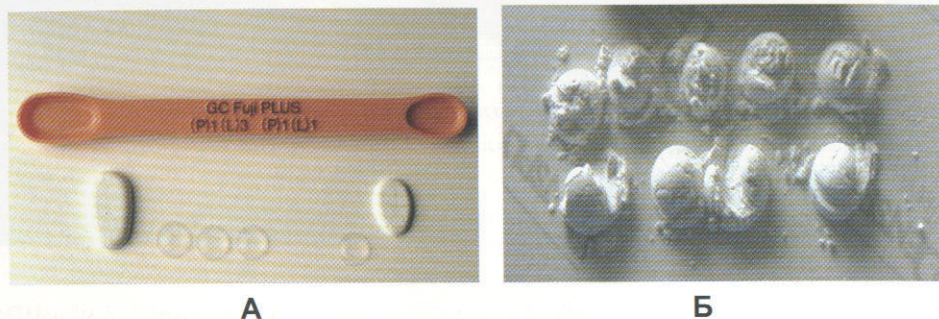
С пластмасовата шпатула прахът се разделя на две части. Едната половина се смесва и разбърква с цялото количество течност 10 сек и след това се прибавя и другата половина от праха, който се разбърква още 15 сек (Фиг. 273).



Фиг. 273. Смесване на праха и течността на стъкло-йонимерния цимент (по G. Mount)

Размесването трябва да се провежда на малка площ – колкото е площта на 5-стотинкова монета.

Дозирането на праха и течността, което има първостепенно значение за качествата на цимента, чрез мерителни лъжички и капкомери има възможност за допускане на субективни грешки. Не винаги капките са еднакви, понякога в тях се включват въздушни мехурчета, а в теглото и обема на различните дози прах има големи отклонения (Фиг. 274).



А

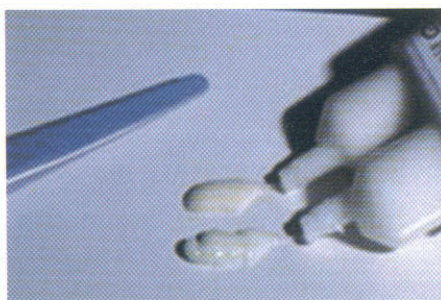
Б

Фиг. 274. Дозиране на праха на стъкло-йономерен цимент.

А – идеално дозиране, както е показано в рекламните брошури е практически неосъществимо;

Б – реално грижливо дозиране на праха в клинични условия

Дозирането на компонентите, когато те са в пастообразна консистенция е по-точно. Ако дължината на двете ленти е еднаква се очаква правилна пропорция. След това двете ленти се смесват с пластмасовата шпатула за 10 sec (Фиг. 275).



Фиг. 275. Дозиране върху гланцирана хартия на пастообразен стъкло-йономерен цимент (по G. Mount)

Когато стъкло-йономерния цимент се предлага като две паста за автоматично дозиране и размесване се използват смесителни канюли и специален пистолет, подобно на смесването на адигионните силиконови отпечатъчни материали. Приготвянето на цимента е без

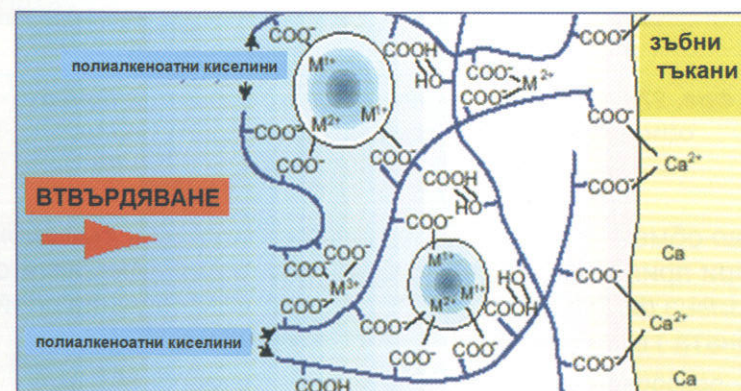
субективни грешки и отклонения в дозировката и времето на размесване.

Оптимални качества на стъкло-йономерните цименти поради перфектна дозировка и смесване се постигат при използването на капсулната търговска форма, описана при цинк-полиакрилатните цименти.

Манипулационното време е много кратко – 2–3 min – до загубване на блестящата мокра повърхност на сместа. Удължаване на манипулационното време е възможно при охлаждане на материалите в хладилник, но тогава вискозитетът на сместа се намалява и може да се компрометира адхезията.

Стъкло-йономерните цименти могат да осъществяват много добра микромеханична адхезия. Прахът е дребнозърнест, водното съдържание придава хидрофилност и добре омекря влажните зъбни повърхности, а циментовата смес е тиксотропна.

Освен микромеханична адхезия, стъкло-йономерните цименти се свързват и химически със зъбните тъкани – емайл и дентин. Полиалкеноатните киселини са биоактивни киселини, които осъществяват йонообменни реакции не само със стъклените частици, но и със зъбните тъкани. При първия контакт киселият цимент атакува, размеква и дифундира в повърхностния слой на зъбните структури, като измества фосфатните йони от хидроксилапатитните кристали. На мястото на изместените фосфатните йони се натрупват калциеви йони и се образува обогатен с йони слой, наречен от Н. Ngo и кол. йонно обменен слой (англ. ion exchange layer). Той е здраво свързан както с емайла и дентина, така и с полиакрилатния матрикс на цимента посредством карбоксилните реактивоспособни групи (Фиг. 276).

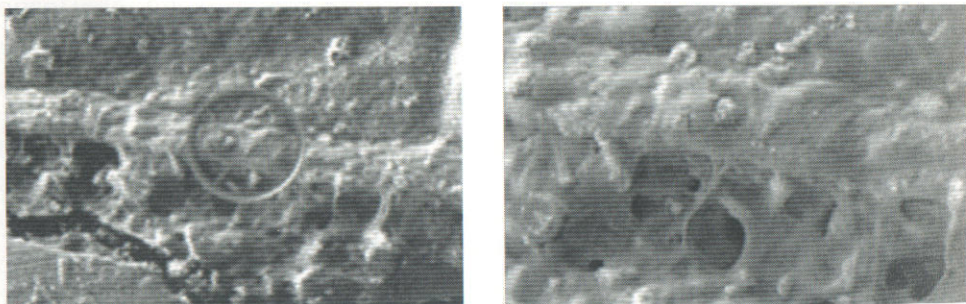


Фиг. 276. Схематично представяне на химическата връзка между зъбните тъкани и стъкло-йономерния цимент (по GC Corp.)

Йонно обменният слой е видим чрез използването на сканиращ електронен микроскоп, подобен на шнурче между твърдите зъбни тъкани и стъкло-йономерния цимент (Фиг. 277 и 278).



Фиг. 277. Електронно-микроскопски снимки на йонно-обменния слой (по Н. Ngo и кол.)



А

Б

Фиг. 278. Електронно-микроскопски снимки на йонно-обменния слой: А – при увеличение 10000 пъти; Б – при увеличение 20000 пъти (по G. Mount)

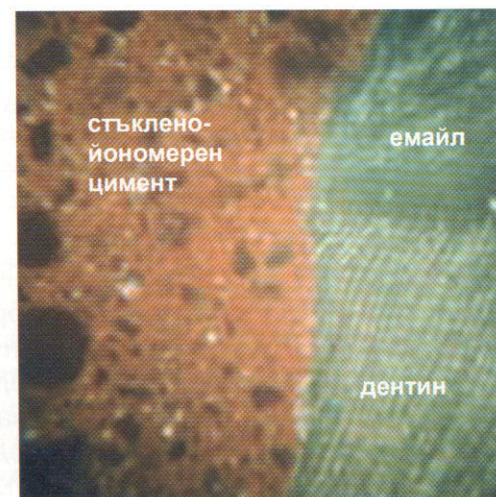
Йонно обменния слой е толкова здраво свързан към зъбните тъкани, че при прилагане на сили за разкъсване на адхезията се получава кохезивна фрактура в цимента, като йонно обменния слой остава върху зъбната тъкан (Фиг. 279).



стъкло-
йономерен
цимент йонно
 обменен
 слой зъбна
 тъкан

Фиг. 279. Кохезивна фрактура на стъкло-йономерен цимент (по Н. Ngo и кол.)

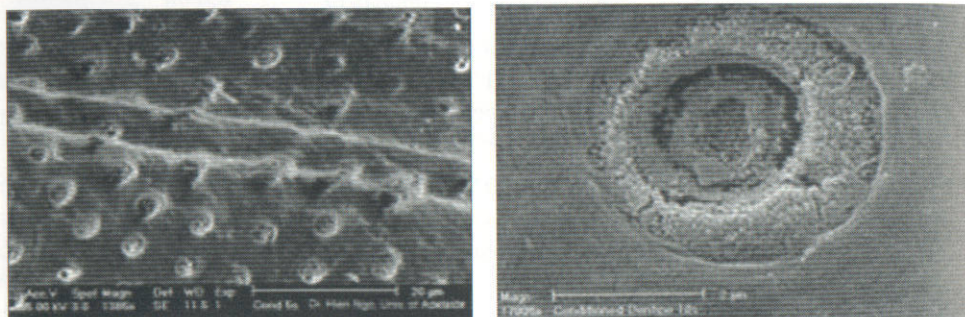
Според G. Mount полимерната същност на стъкло-йономерния цимент осигурява многообразие на уникални връзки между субстрата и цимента, така че при клинични условия разкъсването на единична връзка не води до неуспех, понеже тези връзки могат да се възстановят. Това означава, че дори силата на свързване да е сравнително слаба, тя е дълготрайна и няма да отслабне във времето. Тази интимна химична адхезивна връзка не допуска нито микро-, нито нанопросмукване (Фиг. 280).



Фиг. 280. Снимка с конфокален оптически микроскоп – връзка без цепнатина между емайла, дентина и стъкло-йономерния цимент (по T. Watson)

В едно *in vivo* изследване на стотици зъби, екстрахирани 2 до 3 месеца след obtурирането им със стъкло-йonomерен цимент се съобщава, че липсата на микропросмукване между цимента и зъбния email е 90 %, а между цимента и зъбния дентин – 80 % (M. Ferrari).

Химическата връзка към твърдите зъбни тъкани се оптимизира чрез кондициониране за отстраняване на замърсяващия слой, подобряване на мокренето и активиране на калциевите и фосфатните йони в зъбните структури. Предпочитат се кондиционери с 10 % полиакрилова киселина, която се аплицира само 10 sec и после се измива. Така се отстранява замърсяващия слой, но без да се премахват запушалките в дентиновите каналета, които намаляват дентиновата проникваемост и не допускат излив на дентинова течност, която би могла да разтвори йонно обменния слой в началото на създаването на химическата адхезия (Фиг. 281).



А

Б

Фиг. 281. Електронно-микроскопски снимки на кондиционирана с 10 % полиакрилова киселина дентинова повърхност със затворени от запушалки дентинови каналчета. А – при увеличение 8000 пъти; Б – при увеличение 18000 пъти (по G. Mount)

Възможна е и химическа връзка с металните и керамичните повърхности на протезните конструкции, ако те старателно са почистени от слюнка, кръв и други замърсители и подходящо обработени.

Здравината на адхезията на стъкло-йonomерните цименти към твърдите зъбни тъкани зависи от методите на изследване. Средните стойности към зъбния дентин са 6–8 MPa и към emaila 10–12 MPa. Коефициентът на термично разширение, който определя дълготрайността на адхезията е изключително благоприятен – $13 \text{ mm} \cdot 10^{-6}$ спрямо този на emaila – $15 \text{ mm} \cdot 10^{-6}$ и дентина – $10 \text{ mm} \cdot 10^{-6}$.

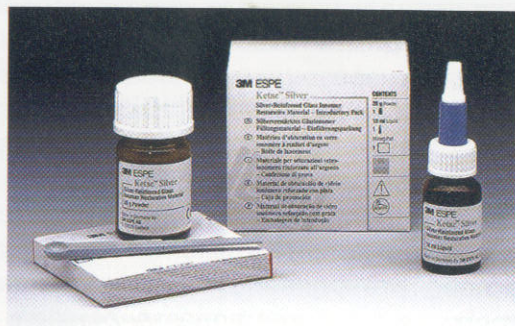
Полиалкеноатните киселини имат почти същата киселинност, процес на неутрализиране и проникваща способност в дентиновите каналчета като полиакриловата киселина в течността на цинк-полиа-

крилатните цименти. Токсичността на стъкло-йonomерните цименти е в зависимост от количеството на полиалкеноатните киселини, респ. вискозитета на циментовата смес. При циментите с най-нисък вискозитет – тип I (luting cements) тя е слабо изразена, по-слаба е при циментите от III тип (lining (base) cements) и минимална при стъкло-йonomерните цименти от тип II (filling cements) които се размесват с повече прах и малко течност и имат най-голям вискозитет.

Разтворимостта на стъкло-йonomерните цименти зависи от запазването на водния баланс след втвърдяването. Измерена лабораторно чрез престояване на опитни тела във вода за 24 часа, е около 0,07–0,3 %, а в слаби киселини след 7 дни – 0,37–0,55 %. Разтворимостта, обаче, с времето и узряването на цимента прогресивно намалява. Клиничните изследвания показват, че тя е без практическо значение, като се наблюдават значително по-добри резултати в сравнение с другите дентални цименти. Разтворимостта се намалява и поради минималната дебелина на циментовия слой, която за циментите от I-ви тип може да достигне до 3 μm при стандарт от 25 μm .

Механичните качества на стъкло-йonomерните цименти зависят от типа на цимента, грижливото им обработване и запазването на водния баланс. Циментите от I-ви тип имат якост на натиск от 60 до 160 MPa (средно 90 MPa) и модул на еластичност около 7000 MPa. Хибридните цименти от II-ри тип имат якост на натиск до 268 MPa, която след една седмица нараства на 274 MPa, много близка до тази на зъбния дентин, модул на еластичност 8600 MPa, твърдостта по Vickers (VHN) е 73 след 24 часа и 115 след 60 дни. Според Craig и кол. якостта на натиск нараства до една година след използването на цимента. Износоустойчивостта на стъкло-йonomерните цименти, обаче, е много ниска – с около 10 пъти по-малка от амалгамите и композиционните материали. Тя ограничава тяхното приложение само за възстановяване на дефекти в механично ненатоварени области по зъбните коронки.

За подобряване на износоустойчивостта към праха на някои стъкло-йonomерни цименти се прибавят сферични частички от сребърна сплав (т. нар admix–стъкло-йonomерен цимент) или включено и синтеровано в стъкления прах сребро (т. нар cermet–стъкло-йonomерен цимент). Имат твърде неестетичен opakерен цвят. Предлагат се като прах и течност за ръчно размесване и в капсули (Фиг. 282).



А

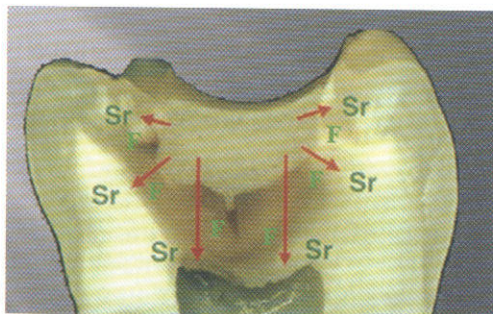


Б

Фиг. 282. Модифицирани със сребро стъклено-йonomерни цименти: А – cermet; Б – admix

Стъклено-йonomерните цименти са биологично най-активните дентални материали. Това се дължи на дезинфекционното действие на поликиселините непосредствено след аплицирането на цимента, на химическата адхезия, недопускаща микропросмукване и на дълготрайното отделяне на флуорни йони.

В процеса на втвърдяване отделените от стъклените частици флуорни йони не участвуват в образуването на полиалкеноатния матрикс. Те остават свободни и могат да се отделят от материала, без да повишават разтворимостта или деградацията на цимента. Проникват в околните твърди зъбни тъкани и в слюнката. При стъклено-йonomерните цименти, съдържащи в стъкления прах стронциев оксид, паралелно с отделянето на флуорни йони се отделят и стронциеви йони (Фиг. 283).

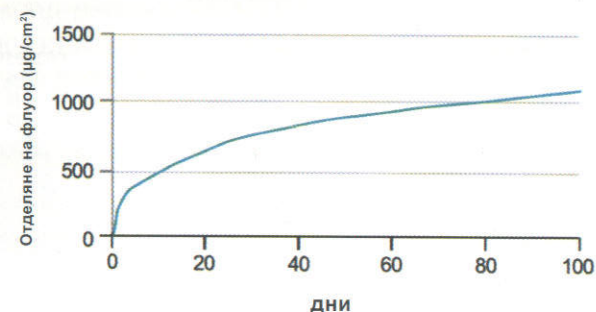


Фиг. 283. Отделяне на флуорни и стронциеви йони от стъклено-йonomерния цимент (по GC Corp.)

Флуорните йони се включват в твърдите зъбни тъкани не само по контактните с цимента повърхности, но проникват и в дълбочина. Те имат изявен кариес-профилактичен ефект, подобен на този при ло-

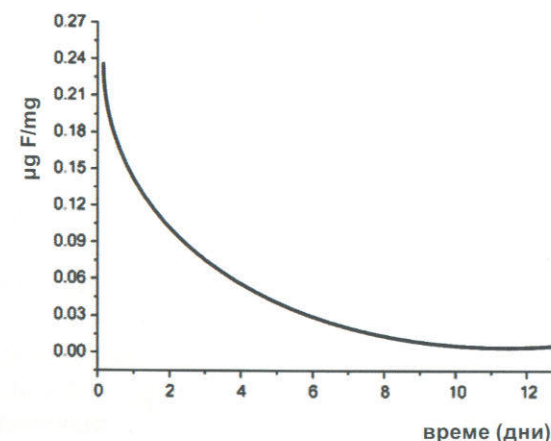
кално приложение на флуорни препарати, който протича по два основни механизма. При първия в резултат на промяна на калциево-хидроксилапатитните кристали зъбните тъкани намаляват разтворимостта си при контакт с киселините в устата, продукти от бактериалния метаболизъм и разграждането на въглехидратите. При втория механизъм флуорните йони играят роля на ензимен инхибитор, който създава неблагоприятни условия за развитие на микроорганизми в зъбната плака

Отделянето на флуорни йони продължава до 300 дни и достига с натрупване до $1500 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ (Фиг. 284).



Фиг. 284. Отделяне с натрупване на флуор от стъклено-йonomерен цимент (по GC Corp.)

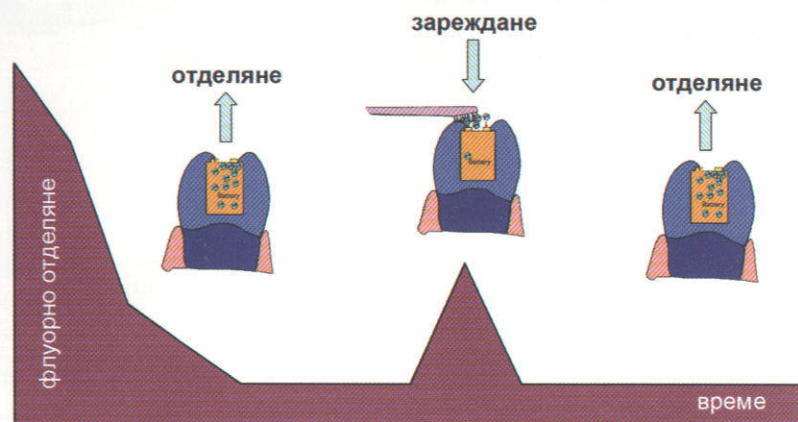
То е много интензивно през първите два – три дни и с времето намалява (Фиг. 285).



Фиг. 285. Отделяне на флуор от стъклено-йonomерен цимент (по L. Rojo и кол.)

Отначало флуорните йони се отделят от матрикса, а по-късно от разтварянето на стъклените частици при продължаващите йонообменни реакции.

Флуорните йони могат както да се процедят през втвърдения цимент, така и да се върнат в него при промяна на флуорното съдържание на околната среда – слюнката, когато се използват флуор-съдържащи препарати – разтвори, гелове, паста за зъби, дъвки и др. – без промяна на физичните му свойства и после отново да се отделят. Това означава, че стъкло-йономерният цимент може да бъде считан както за източник – резервоар, така и за акумулатор на флуорни йони (Фиг. 286).



Фиг. 286. Схематично представяне на зареждането на стъкло-йономерния цимент с флуорни йони при използване на флуорна паста за зъби

Създаването на химическа връзка с твърдите зъбни тъкани, практически незначителната разтворимост и кариес-профилактичните свойства на стъкло-йономерните цименти ги определят като оптимално средство за фиксиране на неснимаеми конструкции и отличен материал за постоянни obturации на защитените от пряко механично натоварване участъци на зъбите. М. Reumans и кол. през 2005 г., въз основа на огромен брой литературни източници и на дългогодишни клинични наблюдения върху адхезивни obturационни материали правят следните изводи: „Последните литературни източници показват, че стъкло-йономерните цименти в сравнение с различните генерации адхезиви имат най-ефективната и дълготрайна връзка със зъбните структури“ и по-нататък: „Стъкло-йономерните цименти са ненадминати по своята клинична ефективност, сравнени с всички поколения адхезивни obturационни материали.“

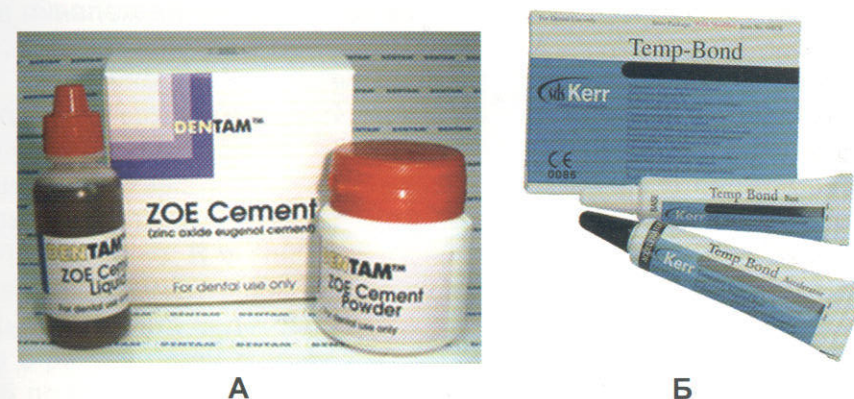
Цинк-оксид-евгенолови цименти

Цинк-оксид-евгеноловите цименти имат стара история – за пръв път се прилагат през 1875 г.

Според предназначението си се разделят на 4 типа:

Тип I – за временно фиксиране на неснимаеми протезни конструкции; Тип II – за постоянно циментиране на неснимаеми протезни конструкции; Тип III – за временни obturации и малки постоянни obturации на млечни зъби; Тип IV – за подложки с биологична активност и минимална токсичност – лайнери.

Цинк-оксид-евгеноловите цименти се предлагат предимно като прах и течност или две паста за ръчно смесване (Фиг. 287) и като паста за автоматично дозиране и смесване в смесителни канюли (Фиг. 288)



Фиг. 287. Цинк-оксид-евгенолови цименти за ръчно размесване: А – прах и течност; Б – две паста



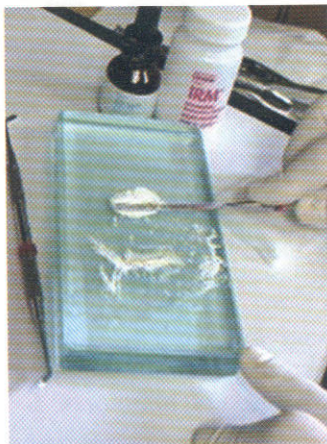
Фиг. 288. Цинк-оксид-евгенолов цимент за автоматично дозиране и смесване в смесителни канюли

Прахът съдържа около 70 % цинков оксид, 1 % цинков ацетат, 1 % цинков стеарат и 28 % пластификатор – бял колофон.

Течността се състои от 85 % евгенол – бледожълта мазна течност с остра миризма на карамфил, извлечена от етеричното масло на карамфиловото дърво или синтетично получена и 15 % пластификатор – маслиново масло. Към пастообразните цименти се добавят инертни пълнители и растителни масла за получаване на пастообразната консистенция.

При смесването на праха и течността или двета пасти протича химическа реакция между цинковия оксид и евгенола, в резултат на която се образува матрикс от цинков евгенолат, който включва частички от реагиралите и нереагиралите оксидни частички.

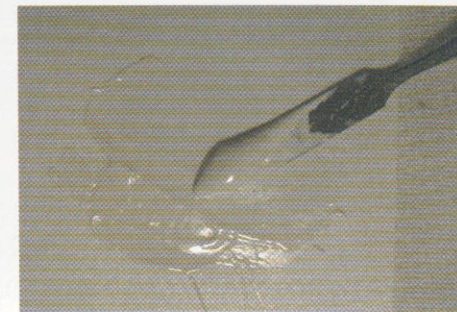
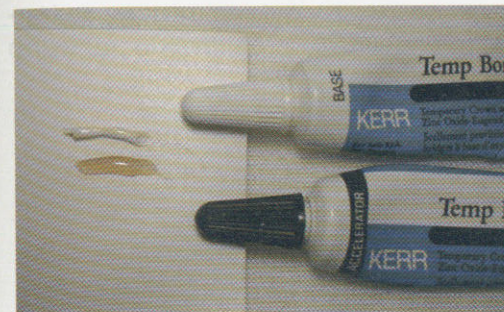
Върху суха стъклена плочка се поставят необходимите количества прах и течност. Мерителна лъжичка не се използва. С метална шпатула в началото голяма част от праха се прибавя към течността, а после се добавят по-малки количества за постигане на желанния вискозитет (Фиг. 289).



Фиг. 289. Смесване на прах и течност на цинк-оксид-евгенолов цимент

Времето на втвърдяване продължава около 5–10 min. То може да се съкрати чрез затопляне на плочката, по-дълго и енергично разбъркване и чрез прибавяне на минимални количества алкохол или вода по време на размесването, които ускоряват химическата реакция.

При пастообразните цинк-оксид-евгенолови цименти от двета пасти се изстискват равни дължини върху гланцирана хартия или стъклена плочка, които се размесват с метална шпатула до получаване на еднакъв цвят на сместа (Фиг. 290).



Фиг. 290. Дозирание и размесване на двете пасти на цинк-оксид-евгенолов цимент

Свойствата на цинк-оксид-евгеноловия цимент зависят предимно от количеството на евгенола в цимента.

Токсичността на цинк-оксид-евгеноловия цимент е в зависимост от количеството на отделящия се в околните тъкани свободен, несвързан евгенол. Евгенолът в малки концентрации има бактерицидно действие и противовъзпалителен, болкоуспокояващ и седативен ефект върху зъбната пулпа. В голяма концентрация, обаче, има некротизиращо действие. В експеримент на маймуни ниската концентрация на евгенола в цимента предизвиква слаба до умерена възпалителна реакция в първата седмица, което преминава в леко хронично възпаление с репаративен дентин в дълбоките места на кавитета за период от 5 до 8 седмици (по R. Craig и J. Powers). Тези качества определят цинков-оксид-евгеноловите цименти като биологично активни obturation materials. Често се представят като еталон за нетоксичност и се използват като контролна субстанция при сравняване с други obturation materials.

Разтворимостта на цинков-оксид-евгеноловия цимент е много малка – 0,04 % във вода и в слаби киселинни разтвори.

Адхезията на цинк-оксид-евгеноловия цимент към твърдите зъбни тъкани е микромеханична. Някои автори допускат и създаване на слаби хелатни химични връзки между циментовия матрикс и калциите на твърдите зъбни тъкани.

Механичните качества на цинк-оксид-евгеноловите цименти зависят от вида на цимента според предназначението му. Циментите от II тип притежават якост на натиск около 35 MPa, якост на опън около 4 MPa и модул на еластичност от 3000 до 5000 MPa. Тези стойности са недостатъчни за постоянно фиксиране, дори на прецизно адаптирани и малки протезни конструкции. За подобряване на механичните свойства цинк-оксид-евгеноловите цименти се модифицират по два начина:

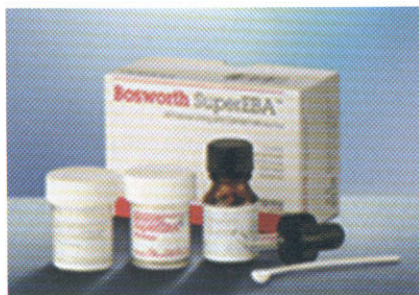
При първия в праха се добавя около 20–30 % прах от полиметил-метакрилат (ПММА) и циментът се означава като подсилен с полимер цинк-оксид-евгенолов цимент (Фиг. 291).



Фиг. 291. Подсилен с полимер цинк-оксид-евгенолов цимент

Якостта на натиск се повишава до 55 MPa и намира приложение за по-дълготрайни временни obturации и за постоянни термоизолационни и биологично активни подложки.

При втория начин в праха се прибавя около 30 % Al_2O_3 , а течността съдържа 37,5 % евгенол и 62,5 % орто-етоксибензоена киселина (o-ethoxybenzoic acid (EBA) и циментът се определя като ЕБА-цимент (Фиг. 292).



Фиг. 292. ЕБА-цимент с два контейнера с прах – за бързо и за бавно втвърдяване

Якостта на натиск е 55–75 MPa и се прилага за подложки и постоянно циментиране на малки несменяеми протезни конструкции.

Евгенолът е един от инхибиторите на присъединителната полимеризация. Затова евгенол-съдържащи продукти не се използват в контакт с материали, които се втвърдяват чрез полимеризация. За временно циментиране се предлагат цинк-оксид-безевгенолови цименти, където евгенолът е заместен с други етерични масла или акрилова полимеризираща съставка (Фиг. 293).



Фиг. 293. Цинк-оксид-безевгенолов временен цимент

Калциево-хидроксидни цименти

Калциево-хидроксидните цименти се използват предимно за временно циментиране на несменяеми протезни конструкции и за лайнери – подложки с подчертана биологична активност и минимална токсичност.

Предлагат се като две пасты за ръчно размесване и за автоматично дозиране и размесване в смесителни канюли (Фиг. 294).



Фиг. 294. Калциево-хидроксиден цимент

Едната паста съдържа около 80 % калциев хидроксид, цинков оксид, титанов диоксид, растителни масла, вода и др. Активната съставка е калциевия хидроксид или калциева основа – $Ca(OH)_2$. Известен е като гасена вар, водните му разтвори имат pH около 12,5 и се използва за дезинфекция на помещения за селскостопански животни и жилищни постройки поради антибактериалното им действие. Калциевият хидроксид взаимодейства с въглеродния двуокис във въздуха, като образува неактивен калциев карбонат.

Другата паста се състои от гликолов салицилат, калциев фосфат, цинков оксид, калциев волфрамат, бариев сулфат за рентгенова контрастност, растителни масла, вода и др.

Произвеждат се и еднокомпонентни светлинно-полимеризиращи калциево-хидроксидни цименти (Фиг. 295).



Фиг. 295. Светлинно-полимеризиращ калциево-хидроксиден цимент

Те, обаче, съдържат много малко количество активен калциев хидроксид – 3–5 %, останалото е свързваща съставка от уретандиметакрилат, фотоинициатор, бариев сулфат и неорганични пълнители.

Еднакви дължини от двете пасты се размесват с метална шпатула не повече от 10–15 сек върху гланцирана хартийка или суха стъклена плочка до получаване на хомогенна кремообразна консистенция с еднакъв цвят.

При смесването на двете пасты салицилатът и калциевия хидроксид реагират, като се образува аморфен матрикс от калциев дисалицилат, включващ останалите съставки на цимента. Реакцията се ускорява във влажна и топла среда.

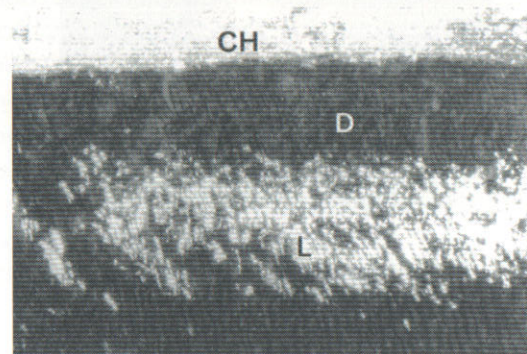
Адхезията към твърдите зъбни тъкани е микромеханична. Връзката е много слаба и поради слабите кохезионни сили в материала.

Разтворимостта на калциево-хидроксидния цимент е най-голяма в сравнение с другите дентални цименти – около 8 % в изкуствена дентинова течност (L.Francisconi и кол.). Тя се проявява при контакт на материала с влажното съдържимо на дентиновите каналчета и при наличие на микропросмукване на покриващия го obturационен материал.

Калциево-хидроксидният цимент е нетоксичен материал. Реакцията му е алкална с pH между 9,5 и 11,7. Микроорганизмите не могат да преживяват в такава силно алкална среда. Алкалната реакция подтиква възпалителните процеси, а калциевия дисалицилат е с допълнителен антибактериален ефект.

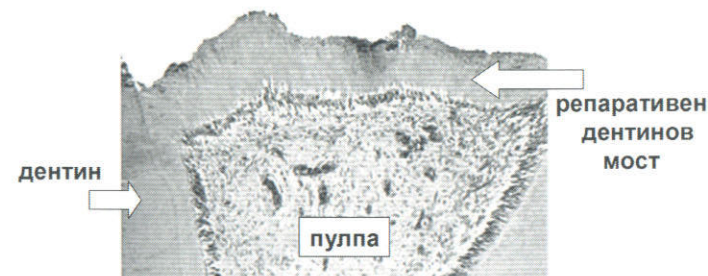
Съществено биологично качество на калциево-хидроксидния цимент е възможността му за стимулиране на репаративните процеси

на дентина, което го определя като биологично активен obturационен материал. При разтварянето на цимента от дентиновата течност отделените калциевите йони се отлагат върху дентина като калциеви фосфати и неразтворими калциеви комплексни съединения. Те калцифицират замърсяващия слой и затварят устията на дентиновите каналчета. При такива условия, съчетани с алкална реакция на средата, липса на микробна активност и добра реактивоспособност, зъбната пулпа образува репаративен дентин (Фиг. 296).



Фиг. 296. Образуване на репаративен дентин (L) от одонтобластите на дентина (D) след 7-дневно лечение с калциев хидроксид (CH) (по R. Holland и кол.)

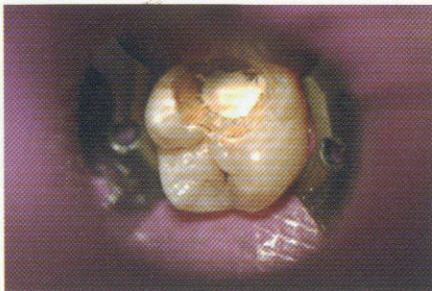
В стерилна среда при директен контакт със зъбната пулпа калциево-хидроксидният цимент предизвиква ограничена стерилна некроза. Некротичната зона води до дистрофична калцификация, със стимулирано образуване на репаративен дентинов мост (Фиг. 297).



Фиг. 297. Репаративен дентинов мост (по R. Holland и кол.)

Най-благоприятни условия за проявяване на биологичната активност на калциево-хидроксидния цимент се създава след покриването му с obturационен материал, осъществяващ химическа връзка с твърдите зъбни тъкани, недопускащ микро – или нанопросмукване.

Механичните качества на калциево-хидроксидния цимент са много ниски. Якостта на натиск е под 8 МПа. Дори някои производители го определят не като цимент, а като препарат. Това налага нанасянето му на възможно най-тънък слой – до 0,5 mm – върху дентина, който е най-близо до пулпата и покриването му с друг, по-здрав obturationen материал (Фиг. 298).



Фиг. 298. Максимално тънък слой калциево-хидроксиден цимент в най-дълбоката част на кавитета

Клиничната практика определя калциево-хидроксидния цимент като отличен биологично активен материал за приложение при случайно открита неинфектирана пулпа, при много дълбоки кавитети и след препариране на витални зъби в непосредствена близост до зъбната пулпа.

КОМПОЗИЦИОННИ МАТЕРИАЛИ

Композиционните материали (композити) са синтетично получени продукти, съставени от неразтворими една в друга съставки – органични и неорганични съединения. Получената комбинация съчетава физичните качества на пластмасите с високите механични и биологични свойства на неорганичните материали. Всеки полимер, в който е включена неорганична субстанция може да се определи като композит.

В животинския свят редица тъкани наподобяват композиционните материали – нокти, рога, копита. При човека костната тъкан и твърдите зъбни тъкани съдържат органичен колаген и неорганични калциеви кристални съединения.

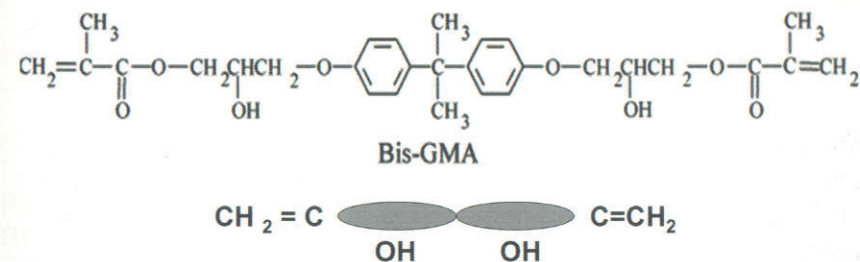
През 1947 г. в САЩ се въвеждат студено-полимеризиращи акрилови пластмаси като obturationen материал. В края на 50-те и началото на 60-те години R. Bowen провежда експерименти върху различни пластмаси с пълнители за дентални цели и открива бисфенол – глицидил – диметакрилата, която и досега е широко използвана органична съставка на денталните композиционни материали. Първият химиче-

ски полимеризиращ композит се произвежда през 1962 г. През 1973 г. се предлагат композити, които полимеризират след облъчване с ултравиолетови лъчи, но те имат малка проникваща способност в материала и с вредно действие за кожата и очите. От 1978 г. се произвеждат композити, чиято полимеризация става под действието на студена видима синя светлина.

В резултат на непрекъснатото усъвършенстване днес денталните композиционни материали имат разнообразно приложение като клинични и лабораторни материали в денталната медицина. Те са най-употребявания obturationen материал. Прилагат се и като средства за профилактично запълване на дълбоки фисури, като дентални цименти (композиционни цименти), за естетични инкрустации на метални протезни конструкции, за изработване на фасети, коронки, малки мостовидни протези и като спомагателни лабораторни материали – базис-плаки, моделни и моделажни материали и др.

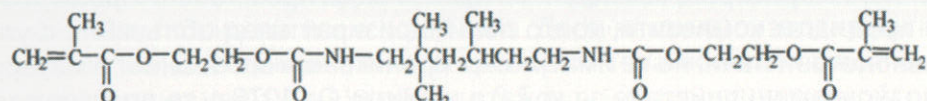
Денталните композиционните материали са съставени от органични и неорганични съставки.

Органичната съставка представлява силно омержен полимерен матрикс, получен в резултат на присъединителна полимеризация на димомери (олигомери), които някои ги определят като смоли. Най-често употребяван е бисфенол-глицидил-диметакрилата – Bis-GMA – с реактивоспособни акрилови и хидроксилни групи: (Фиг. 299)



Фиг. 299. Структурна формула и схематично представяне на Bis-GMA

Bis-GMA представлява течност с голям вискозитет, създаващ технологични затруднения. За намаляването му се прибавят други, с по-малко молекулно тегло диметакрилатни олигомери – триетиленгликолдиметакрилат (TEGDMA), етиленгликолдиметакрилат (EGDMA) и др. (вж. стр. 143 и 148). Органичната съставка на някои композиционни материали съдържа изцяло или частично и полиуретанов олигомер – уретандиметакрилат (UDMA).

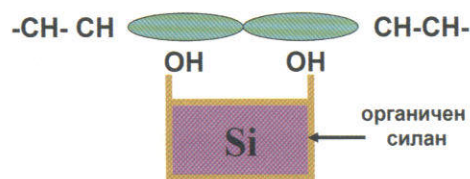


UDMA

Съществуват и голям брой други подобни диметакрилати, мономери и олигомери, които се включват от производителите за подобряване на физичните, механични и биологични качества на композиционните материали.

Неорганичната съставка се определя като пълнител и е включена в силно омрежения полимерен матрикс. Пълнителите са най-разнообразни. Използват се кварц, колоиден силиций, стъклен прах от бариево-алуминиев-боро-силикат, литиево-алуминиев силикат, стронциев силикат, керамични частици, частици от полимеризирал Bis-GMA, включващи кварц и силиций и др. Бариевите съединения придават рентгенова контрастност на материала.

Пълнителите са силанизирани в производствени условия. Всяка частица на пълнителя се покрива с микронен слой органичен силан – винилтриетоксисилан или метоксипропилтриметоксисилан. Той осигурява здрава ковалентна химична връзка между силициевите атоми на пълнителя и хидроксилните групи на Bis-GMA и по такъв начин представлява посредник за свързване между органичния матрикс и неорганичните пълнители в композиционните материали (Фиг. 300).



Фиг. 300. Свързване на пълнителя (Si) към Bis-GMA

Според R. Craig и J. Powers, обаче, тази връзка с времето деградира във влажна среда – в контакт със слюнката и дентиновата течност и поради имбибицията на пластмасовия матрикс на композита.

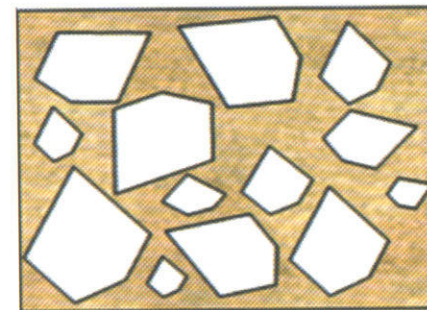
Качествата на композитите зависят до голяма степен от относителния дял на съставлящите ги органична и неорганична компонента. Пълнителите увеличават механичните качества на композита – якост, твърдост и изнosoустойчивост, повишават крехкостта и намаляват жилавостта, редуцират полимеризационното свиване, коефициента на термично разширение и имбибицията, придават технологично удобна пастообразна консистенция и рентгенова контрастност. По правило

колкото е по-голямо количеството на пълнителите и е по-малко пластмасовата съставка, толкова материалът се определя като по-напълнен и с по-високи механични и биологични свойства. Количеството им в композиционния материал се съобщава от производителите като обемни или тегловни проценти, като 60 обемни % съответствуват приблизително на 77 тегловни %.

Възможността за включване не повече пълнители в даден обем от композита зависи до голяма степен от големината на частиците на пълнителя.

Според големината на частиците на пълнителя композиционните материали се разделят на:

1. Едрозърнести – (англ. macrofilled) при които частиците на пълнителя са с неправилна форма и имат средна големина от 8 до 12 μm , но между тях може да има и такива с големина до 100 μm (Фиг. 301).

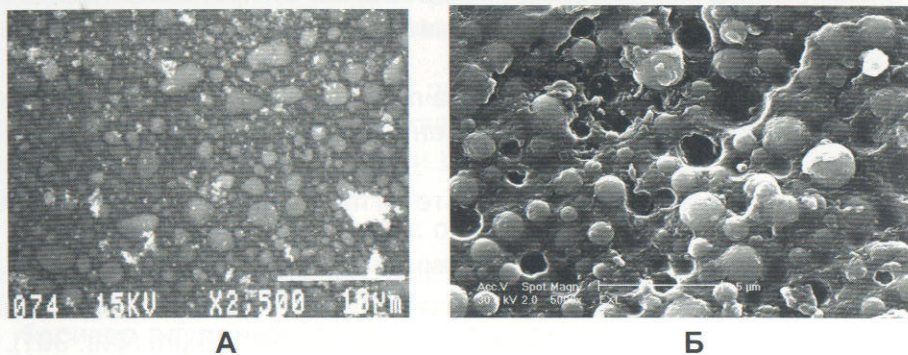


Фиг. 301. Схематично представяне на макрофилен композит (по J. Ferracane)

Получават се чрез струговане, натрошаване и пресяване на кварц и стъкла. Максималното количество на пълнителя може да достигне до 70 тегл. % от материала, което осигурява приемливи механични качества – якост на натиск около 300 MPa, модул на еластичност около 15 GPa и твърдост по Vickers (VHN) около 55. Големите частици на пълнителя не позволяват полиране на материала, обтурациите нямат блясък, задържат зъбна плака и търпят екзогенно преоцветяване. При лесното им абразирание по време на функция – повече от 150 μm на година – от обтурациите се отделят едрите частици и на тяхно място остават големи вдлъбнатини по повърхността на композита. Неполираните повърхности имат голям коефициент на триене и много лесно се изтриват при дъвчене (I. Krejci и кол.)

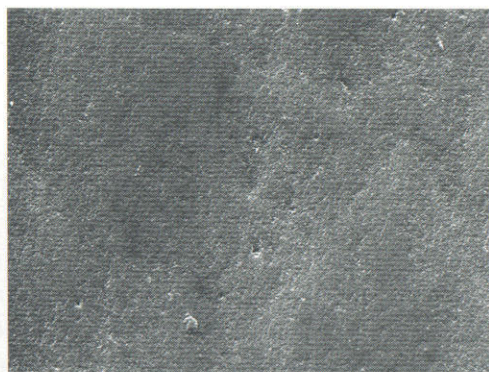
2. Финозърнести (англ. small particles), при които пълнителите са сферичноподобни със средна големина на частиците от 1 до 5 μm . По-малките частици позволяват по-голямо напълване – до 80 тегл.%. Механичните качества се повишават – якост на натиск около 350 MPa,

270 **Иван Анастасов**
 модул на еластичност 18 GPa и твърдост по Vickers (VHN) 60. Възможността за полиране се подобрява, но не достатъчно за възстановяване на предни зъби (Фиг. 302).



Фиг. 302. Микроскопска снимка на финозърнест композит; А – полиран; Б – след изтриване по време на дъвкателна функция (по К. Anusavice)

3. Микрозърнести (англ. microfilled) – с големина на частиците от 0,04 до 0,2 μm . Поради голямата сборна повърхност – 100 до 400 mm^2 за 1 g – пълнителят има голямо повърхностно напрежение и за получаване на технологично удобна пастообразна консистенция максималното му количество в композита не надхвърля 40 тегл.%. Това е причина за пониски механични качества – якост на натиск 250 MPa, модул на еластичност 6 GPa и твърдост по Vickers (VHN) 30. Възможността за полиране в клинични условия, обаче, е изключително добра (Фиг. 303).

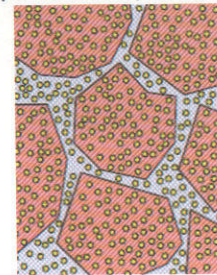


Фиг. 303. Микроскопска снимка на полиран микрозърнест композит – увеличение 3000 пъти (по материали на 3M ESPE)

Някои производители определят добре полиращите се микрозърнести композиционни материали като предназначени за предни зъби – антериорни композити, а по-здравите финозърнести композити като

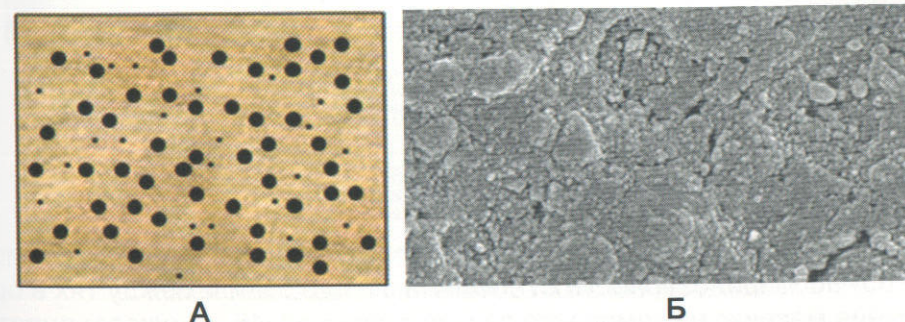
271 **Дентално материалознание**
 постериорни. За постигане на естетични obturации с висока здравина се препоръчва ядрото им да се изгражда от финозърнест композит, което после се покрива с микрозърнест композиционен материал.

По-голяма напълненост на микрозърнестите композити и съответно по-високи механични и биологични свойства се постигат ако микрозърнестите пълнители се смесят с преполимеризиран пълнител. Той се получава като микрозърнестият пълнител се смесва с димомерите на органичната съставка и се подлага на топлинна полимеризация. След това се смилва и пресява до частици с размер от 5 до 50 μm . Така композитът има два вида пълнители – чисто неорганични микрозърнести и органично-неорганични – преполимеризирани (Фиг. 304).



Фиг. 304. Схематично представяне на микрозърнест композит с преполимеризирани и микрозърнести пълнители (по G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev)

4. Нанозърнести – с големина на частиците от 5–100 nm (0,005–0,1 μm). За повишаване на напълнеността наночастиците се агломерират под налягане във фабрични условия до получаване на нанокластери (clusters). След това нанокластерите заедно с нанозърнест пълнител се смесват с органичната съставка за създаване на нанозърнест композит (Фиг. 305).



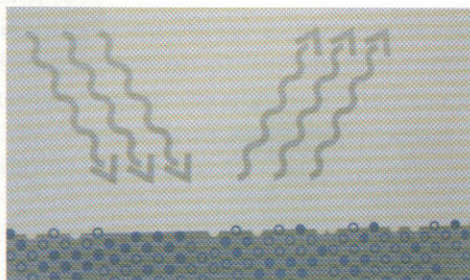
Фиг. 305. Нанозърнест композит с преполимеризирани и нанозърнести пълнители между тях: А – схематично представяне (по J. Ferracane); Б – микроскопска снимка (по M. Spiller)

Макар че якостните качества не са високи, наноъзърнестите композити се полират перфектно, имат висока изнosoустойчивост – под 20 μm за година – и прекрасни технологични качества (Фиг. 306).

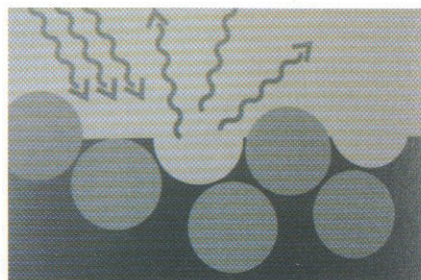


Фиг. 306. Микроскопска снимка на полиран наноъзърнест композит – увеличение 3000 пъти (по материали на 3M ESPE)

След функционално абразирание obtурациите запазват високия си блясък поради това че отделените много малки наночастици не причиняват промени в предимно огледалното отражение на светлината (Фиг. 307).



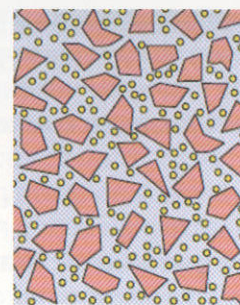
А



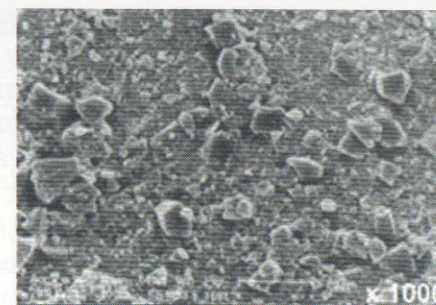
Б

Фиг. 307. Промени в огледалното отражение на светлината след абразирание при: А – наноъзърнест композит; Б – дребноъзърнест композит (по материали на 3M ESPE)

5. Хибридни (англ. hybrid). Пълнителите им са с различни размери – 85–90 % финоъзърнестности с големина от 1 до 5 μm и между тях в органичния матрикс на композита се разполагат 10–15 % микроъзърнестности с големина от 0,04 до 0,2 μm (Фиг. 308).



А

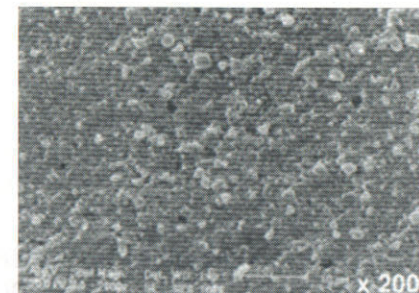


Б

Фиг. 308. Хибриден композит: А – схематично представяне (по G. Schmalz); Б – микроскопска снимка – увеличение 1000 пъти (по M. Spiller)

Така се постига максимално висока напълненост – до 90 тегл.%, което води до максимално високи за дентален композиционен материал механичните качества – якост на натиск около 400 MPa, модул на еластичност над 20 GPa и твърдост по Vickers (VHN) 70. Според предназначението си хибридните композити се определят като постериорни – за задни зъби или като универсални – за възстановяване във всички сектори от съзъбието. Възможността за полиране в клинични условия, обаче, е ограничено и obtурациите с времето се деполират.

Последна генерация хибридни композити са хибридните композиционни материали с нанопълнители. Определят се като нанохибридни композити за разлика от микрохибридните с микроъзърнест пълнител. Нанохибридните композити имат три вида пълнители – нанокластери, микроъзърнестности и наноъзърнестности пълнители (Фиг. 309).



Фиг. 309. Микроскопска снимка на нанохибриден композит – увеличение 2000 пъти (по M. Spiller)

Механичните им качества са като на микрохибридните композити, а възможността за полиране е перфектно – почти като на наноъзърнестите композити.

Денталните композиционни материали се обработват в пластично състояние и се втвърдяват чрез присъединителна полимеризация, в която участва само органичната съставка.

Според инициращата система на полимеризация композиционните материали се разделят на:

- Химически полимеризиращи
- Светлинно полимеризиращи
- Двойно полимеризиращи (химически и светлинно), като в клинични условия светлинната полимеризация предшества химическата.

При химически полимеризиращите композиционни материали, наричани за краткост химически композити или химиополимери, органичните съставки полимеризират чрез химически активатор и инициатор – пероксидно-аминова иницираща система.

Материалът е двукомпонентен – предлага се като две пасты и много рядко като прех и течност (Фиг. 310).



Фиг. 310. Опаковка химически композит, съдържаща две пасты, химическа адхезивна система, ецващ препарат, тевтерчета с гланцирани хартийки и пластмасови шпатули

Пастите съдържат функционални димонери, пълнители и оцветители.

В едната паста е включен инициатора – бензоилов пероксид, а в другата – аминовия активатор – диметилпаратолуидин (DMPT), ди-хидроксиетилпаратолуидин или дисулфонамин. След смесването им

започва иницирана полимеризация на органичната съставка и материалът преминава от пластично в твърдо състояние.

Еднакви количества от двете пасты се поставят върху гланцирана хартия с помощта на пластмасова шпатула. С единия край на шпатулата се взема от едната паста, а с другия – от другата паста. Метална шпатула не се използва, защото пълнителят абразира метала и се променя цвета на материала. Двете пасты се смесват едновременно и разбъркват на малка площ енергично за 20–30 sec.

Манипулационното време е от 1 до 1,5 min, а времето на втвърдяване – 3–5 min. Промени с тези времена са почти невъзможни.

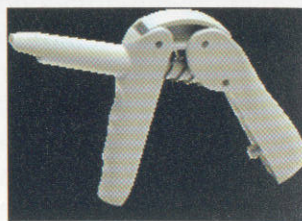
Химически полимеризиращите композити като материал за временни конструкции се предлагат като две пасты в картуши за автоматично дозиране и смесване в смесителни канюли (Фиг. 311).



Фиг. 311. Химически композиционен материал за временни конструкции

При светлинно полимеризиращите композиционни материали, наричани за краткост фотокомпозити или фотополимери, органичните съставки полимеризират чрез фотоинициатори, между които най-често се използва камфорохинон, чието количество в материала е от 0,2 до 1 %. При активирането му със синя студена видима светлина с дължина на вълната от 465 nm, той разкъсва реактивоспособните двойни връзки на димонериите и започва присъединителна полимеризация.

Фотополимеризиращите композити представляват еднокомпонентни пасты, които съдържат органичната и неорганичната съставка на материала и фотоинициатор. Опаковани са в непроницаеми за светлина спринцовки или малки контейнери с бутало – компули, които изискват и употребата на специален пистолет (Фиг. 312).



Фиг. 312. Фотополимеризиращи композити в спринцовка, в компули и пистолет за компули

Веднага след употреба опаковката се затваря грижливо с капачката, тъй като проникването на светлина предизвиква нежелана полимеризация и втвърдяване на материала.

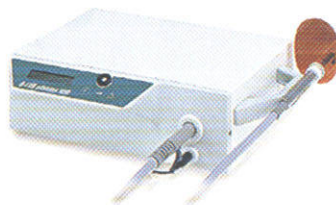
Източници на синя светлина са различни апарати, като в клинични условия се използват фотополимеризиращи лампи със светловоди. Най-популярни са халогенните – с халогенна крушка, източник на бяла светлина, която се филтрира и диодните – LED (light-emitting diodes), които могат да бъдат и безжични. Предлагат се и плазмени и лазерни фотополимеризиращи лампи и уреди (Фиг. 313).



А



Б



В



Г

Фиг. 313. Фотополимеризиращи лампи: А – халогенна; Б – безжична диодна; В – плазмена; Г – лазерна

Степента на светлинната полимеризация зависи от редица фактори:

- дебелината на композита – тя не трябва да бъде повече от 2–3 mm, в противен случай лъчите не достигат до най-отдалечената от източника на светлина част от материала, която може да остане неполимеризирала;
- цвета на материала – през по-наситените, по-опакерните и с по-ниска яркост композити проникването на светлината се затруднява;

- интензитета на лъчението, което се измерва в mW/cm^2 и е характеристика на всяка фотополимеризираща лампа. Халогенните лампи имат мощност до $800 mW/cm^2$, която с времето намалява и трябва редовно да се проверява или сменя халогенната крушка. Диодните лампи достигат интензитет до $2000 mW/cm^2$, имат дълъг живот, без значителни промени в мощността. Най-мощни са плазмените фотополимеризиращи уреди.
- количеството на фотоинициатора в материала, от което зависи препоръчаното от производителя минимално време на облъчване, което обикновено е 20–40 sec;
- близостта на края на светловода до фотополимеризация композит, който трябва почти да се допира до материала за да не се допуска голямо разсейване на светлинния сноп (Фиг. 314).



Фиг. 314. Фотополимеризация – светловодът е почти в контакт с композиционния материал

- наличие на непрозрачни тъкани и материали и въздушни шупли в композита, които пречупват и отразяват лъчите и ограничават достъпа на светлината.

Високият интензитет на светлината от фотополимеризиращите лампи при директно гледане уврежда очната ретина. Затова всички лампи са снабдени със защитни оранжеви прозрачни шлемове, през които се наблюдава облъчването на материала (Фиг. 315).



Фиг. 315. Диодна фотополимеризираща лампа със защитен шлем

Предлагат се и защитни очила за пациента и денталния екип.

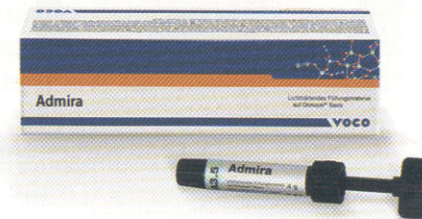
Полимеризационното свиване е физикохимичен процес, присъщ на всеки композиционен материал като следствие от полимеризацията на органичната съставка. То има следните параметри – степен, посока и напрежение.

Степента на обемното свиване на органичната съставка зависи от степента на полимеризация, която при композиционните материали се означава като степен на конверсия. При максимална степен – 100 %, която е възможна само във фабрични и лабораторни условия свиването на диметакрилатите е около 20 %. Противно на очакванията, в клинична обстановка степента на конверсия е твърде ниска – 40–70 %. Това означава, че чистата органична съставка се свива около 12 %. В зависимост от обема на пълнителите, които не участвуват в процеса на полимеризация, свиването на композита се намалява. Ако се знаят обемния дял на пълнителите или диметакрилатите в състава на материала, може да се изчисли крайното полимеризационно свиване. Производителите, обаче, за да рекламират „висока“ напълненост, представят количеството на пълнителите в тегловни проценти, чиято стойност е по-висока от тази в обемни проценти. Така ниско напълнените течливи композити и адхезиви с 40–60 тегл.% на пълнителите имат обемно свиване от 4 до 9 %. Хибридните композити с около 80 тегл. % на пълнителите постигат редукция на полимеризационното свиване до 3 %. Силно напълнените или т. нар. кондензируеми микро-хибридни композити с около 90 тегл. % могат да достигат минималните стойности на свиване до 2 %.

Тъй като полимеризационното свиване е един от най-съществени недостатъци на композитите, научно-изследователските лабора-

тории към големите производители създават нови органични съставки за композиционни материали с по-малко полимеризационно свиване.

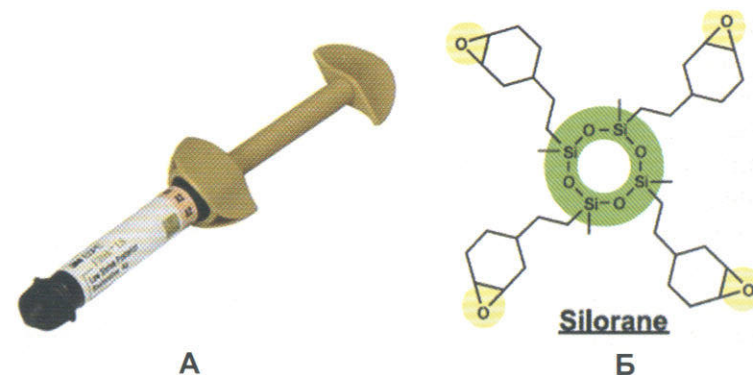
От 1999 г. се предлагат т. нар. ормоцери (от англ. Organically Modified Ceramic) – композити, чиято органична съставка представлява преполимеризиран мономер със силициев диоксид и метакрилатни реактивоспособни групи (Фиг. 316).



Фиг. 316. Ормоцер

Полимеризационното свиване при наличие на 77 тегл. % пълнители е 1,97 %.

През 2007 г. се произведоха т. нар. силорани – композити с органична съставка, която представлява силоксанов пръстен с реактивоспособни групи от етиленов оксид (оксиран) (Фиг. 317). Силорановият композиционен материал съдържа 76 обемни % пълнители с полимеризационно свиване по-малко от 1%.



Фиг. 317. Силоран: А – опаковка; Б – структурна формула (по материали на 3M ESPE)

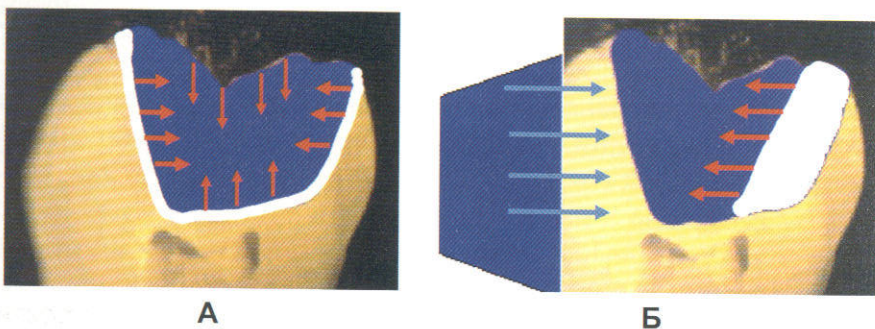
За ограничаване на полимеризационното свиване се прилага клинична техника за послойно нанасяне на композита в зъбния кавитет. Тъй като свиването е пропорционално на обема на материала, обтурацията се изгражда от отделни възможно най-малки порции композит, които полимеризират самостоятелно и се свиват, а отделните слоеве се свързват химически помежду си чрез повърхностно инхибирано

кислорода на въздуха слой. Така цялата obturation има по-малко свиване (Фиг. 318).



Фиг. 318. Послойно нанасяне на композита в кавитета

Посоката на полимеризационното свиване зависи от инициращата система за полимеризация. При химически полимеризирателните композиционни материали то е центробежно, докато при фотополимерите е насочено към светлината (Фиг. 319).



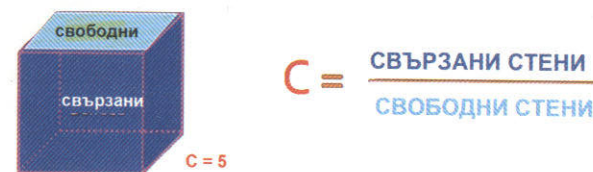
Фиг. 319. Посока на свиване на композиционните материали: А – при химиополимер; Б – при фотополимер

Полимеризационното свиване има определена сила, която, концентрирана на определена площ, представлява натоварване, напрежение (стрес). Това напрежение според R. Craig е около 7 MPa и зависи от редица фактори:

- напрежението е право пропорционално на степента на обемното свиване и обратно пропорционално на степента на конверсия на композита.
- от обема на композита – послойната техника има за цел не само да намали свиването на obturation, но и да редуцира полимеризационното напрежение.
- от режима на фотополимеризация при светлинно полимеризирателните композити. Редица изследвания показват, че при намален интензитет на светлината напрежението е по-малко.

Затова някои фотополимеризирателни лампи имат т. нар. пълзящ режим или мек старт. В първите секунди интензитетът е по-малък и с времето се увеличава, без чувствително да намалява степента на конверсия на материала. От променливия режим на фотоактивация се очаква намаляване на полимеризационния стрес. Бързата полимеризация увеличава напрежението – композитите с по-голямо количество фотоинициатор и много мощните светлинни източници (напр. плазмените фотополимеризирателни лампи) крият риск за създаване на високо полимеризационно напрежение,

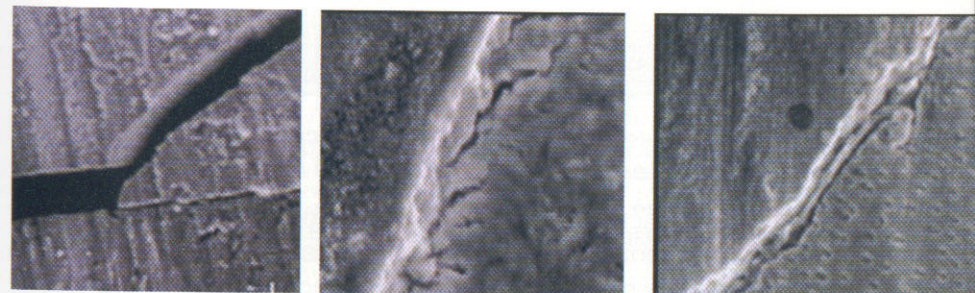
- напрежението зависи от геометрията на кавитета или т. нар. C-фактор, който представлява съотношението между адхезивни и свободни повърхности на obturation (Фиг. 320)



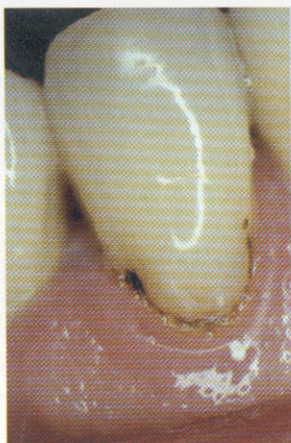
Фиг. 320. Геометрията на obturation, представена с C-фактора

Колкото повече са свързаните повърхности към кавитета и по-малко свободните, толкова C-фактора е по-висок (до 5) и полимеризационният стрес е по-голям.

Полимеризационното напрежение води до напъване, деформиране и скъсване на адхезивните връзки с твърдите зъбни тъкани с поява на големи процеди, създавайки условия за по-интензивно микропротекване, и последващи свръхчувствителност, вторичен кариес и пулпа на патология (Фиг. 321 и 322).

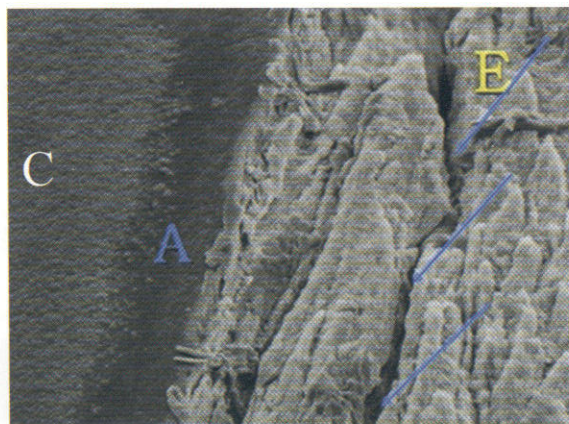


Фиг. 321. Електронно микроскопски снимки на адхезивни фрактури вследствие на полимеризационен стрес (по Т. Keogh)



Фиг. 322. Шиечна obtурация след 6 месеца – недостатъчната адхезия и полимеризационното свиване са образували процеп към дентина и развитие на вторичен кариес (по G. Schmalz и D. Arenholt-Bindslev)

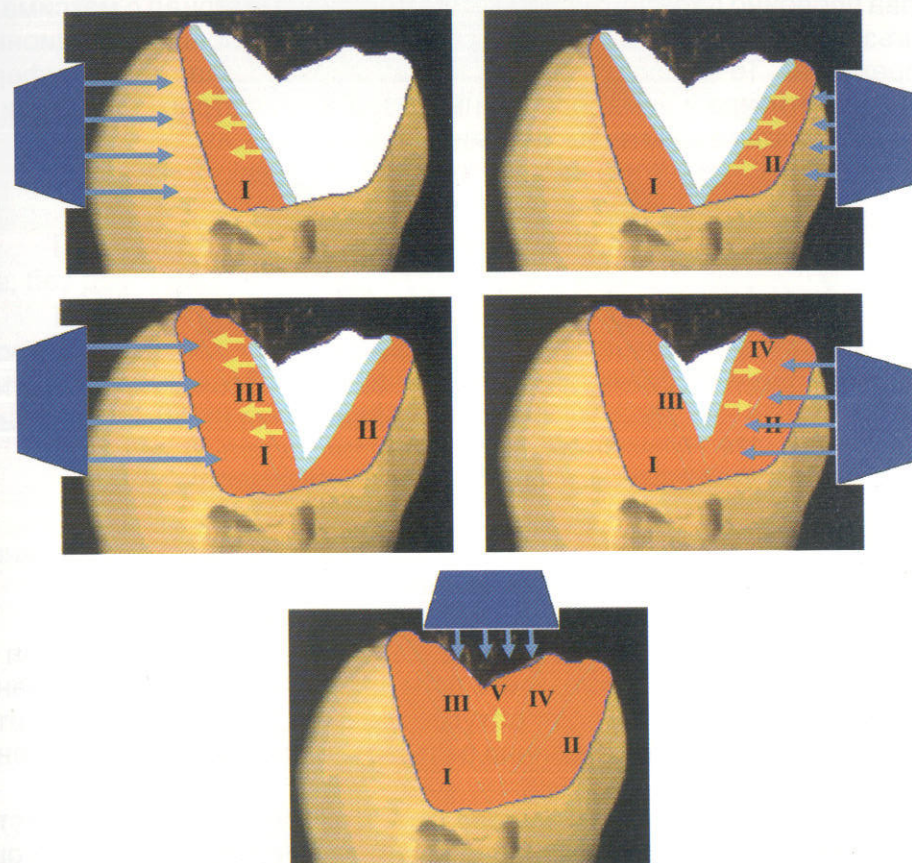
Ако адхезията е достатъчно здрава и издържи на напрежението, се наблюдават или кохезивни фрактури в композита, или деформации на зъбните стени с фрактури на тъканта с по-малка жилавост – емайла (Фиг. 323).



Фиг. 323. Електронно микроскопска снимка на фрактура в емайла (сините стрелки) при висок интензитет на фотополимеризация. С – композит; А – адхезив; Е – зъбен емайл (по B. Suh)

Полимеризационното напрежение при фотополимерите може да бъде намалено чрез клинично управляване на посоката на полимеризационното свиване при техниката за послойно нанасяне. Използва се явлението, че при фотополимерите полимеризационното свиване

е насочено към светлината. Първият слой се нанася към една от зъбните стени и се облъчва през зъбните тъкани. Композитът се свива от най-отдалечената от източника на светлина страна, докато към зъба напрежението е минимално. Освен това при преминаването през зъбната тъкан светлината е с намален интензитет. Вторият слой се поставя по другата зъбна стена и отново се облъчва през зъбната тъкан. Следващите порции се нанасят до запълване на дефекта (Фиг. 324).



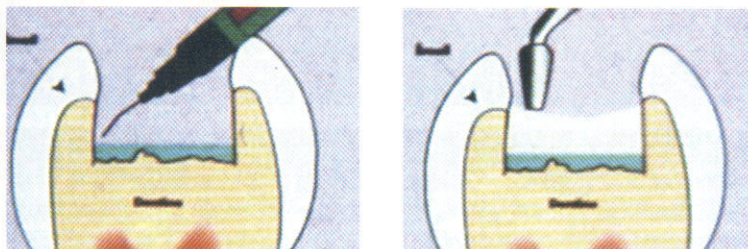
Фиг. 324. Управляване на посоката на полимеризационното свиване при послойно нанасяне на светлинно полимеризиращ композиционен материал

Друг начин за намаляване на полимеризационното напрежение е използването на т. нар. течливи (flow) фотокомпозити. Те представляват ниско напълнен композиционен материал – 40–60 тегл. % – с нисък вискозитет и нисък модул на еластичност – около 5 GPa. Предлагат се в непроницаеми за светлина спринцовки и се аплицират със специални къси, извити и тъпи игли (Фиг. 325).



Фиг. 325. Течлив (flow) фотокомпозит

Нанасят се по зъбните повърхности непосредствено върху адхезивите в тънък слой и се полимеризират. Върху тях кавитетът се запълва послойно с кондензируем композиционен материал с максимално възможна напълненост, малко свиване и слабо полимеризационно напрежение. Течливият композит представлява „еластичен буфер“, който амортизира и намалява полимеризационния стрес към адхезивните връзки със зъбните тъкани (Фиг. 326).



Фиг. 326. Нанасяне на течлив композит и запълване на кавитета с кондензируем композиционен материал

Адхезията на композиционните материали е с различен механизъм, когато се осъществява към зъбния емайл и зъбния дентин.

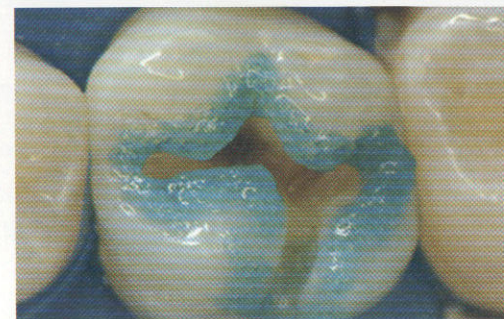
Адхезията на композиционните материали към зъбния емайл е постижение на М. Вупосоре, който през 1955 г. предлага подобряване на адхезията на пластмасови obturationни материали към зъбните структури чрез ецване (киселинно разтваряне) на емайла с фосфорна киселина.

Съвременните ецващи препарати съдържат 20–38 %, най-често 37 %, водни разтвори на фосфорна киселина и се предлагат като оцветени предимно в синьо течности и гелове (Фиг. 327).



Фиг. 327. Ецващи течност и гелове (по материали на 3M ESPE)

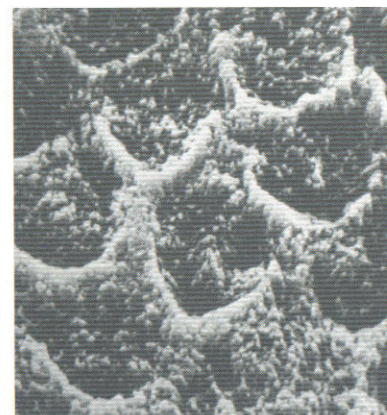
Те се нанасят върху емайловата повърхност за 30 сек (Фиг. 328).



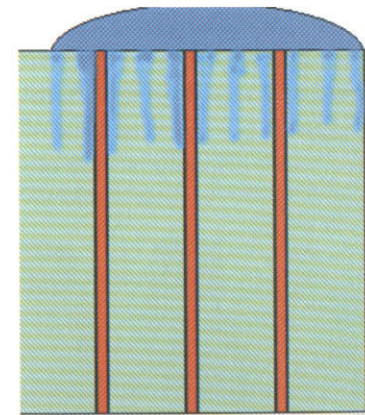
Фиг. 328. Ецващ гел върху емайловите повърхности на кавитета (по С. Azevedo и М. Fernando de Goes)

Гелът за разлика от течността, позволява контролирано нанасяне, без разтичане, на материала върху зъбните повърхности.

Ецващият препарат има за цел да почисти емайловата повърхност, да отстрани замърсяващия слой и частично да разтвори апатитните кристали, като създаде многобройни микроретенционни пори дължина около 20 μm и ширина 2–3 μm (Фиг. 329).



А



Б

Фиг. 329. Микроретенционни пори след ецване на зъбния емайл; А – микроскопска снимка (по Т. Fusayama); Б – схематично представяне на действието на ецващия препарат

След обилно измиване с вода и изсушаване с въздух ецваният емайл е без блясък, матов, повърхностното му напрежение се увеличава и добре се мокри от хидрофобни материали (Фиг. 330).

