



Міністерство охорони здоров'я України  
Буковинський державний медичний університет  
Кафедра ортопедичної стоматології

О.Б. Бсліков, О.І. Рошук, В.П. Гавалешко,  
Н.І. Бслікова, М.М. Сорохан

**Курс лекцій:  
«Матеріалознавство в  
ортопедичній стоматології»**

Чернівці - 2023

**Міністерство охорони здоров'я України**  
**Буковинський державний медичний університет**  
**Кафедра ортопедичної стоматології**

**О.Б. Беліков, О.І. Рошук, В.П. Гавалешко, Н.І. Белікова,  
М.М. Сорохан**

**Курс лекцій:**  
**«Матеріалознавство в**  
**ортопедичній стоматології»**

**Чернівці – 2023**

УДК: 616.314-089.23(075.8)

**Курс лекцій: «Матеріалознавство в ортопедичній стоматології»:**  
навчальний посібник на електронному носії під загальною ред. проф.  
О.Б. Белікова / О.Б. Беліков, О.І. Рошук, В.П. Гавалешко, Н.І. Белікова,  
М.М. Сороха. – Чернівці, 2023. – 326 с., з іл.

Рекомендовано до видання рішенням вченої ради закладу вищої освіти  
Буковинського державного медичного університету протокол № 5 від 27.04.2023  
року як навчальний посібник на електронному носії.

#### **Рецензенти:**

*ОЖОГАН Зіновій Романович* – завідувач закладу вищої освіти кафедри  
ортопедичної стоматології Івано-Франківського національного медичного  
університету, Заслужений діяч науки і техніки України, доктор медичних наук,  
професор.

*КОРОЛЬ Дмитро Михайлович* – завідувач закладу вищої освіти кафедри  
пропедевтики ортопедичної стоматології Полтавського державного медичного  
університету, доктор медичних наук, професор.

Навчальний посібник підготовлений згідно типового навчального плану та  
програми для підготовки студентів стоматологічного факультету з фаху 221 -  
«Стоматологія», галузі знань 22 – «Охорона здоров'я» на курсі за вибором:  
«Матеріалознавство в ортопедичній стоматології».

В посібнику викладене поглиблене вивчення механічних, хімічних,  
фізичних, біологічних та технологічних властивостей матеріалів для  
виготовлення ортопедичних конструкцій, їх будова, структура. Зв'язок між  
ними досліджує залежність будови і властивості від методів виробництва та  
обробки матеріалів, а також їх зміну під впливом зовнішніх чинників:  
силових, термічних, радіаційних та ін.

Перш за все, даний посібник спрямований на покращення фахової  
підготовки студентів, підвищення їх професійної майстерності, ознайомлення з  
новітніми досягненнями медичної стоматологічної науки.

Також, він може бути корисний для студентів III, IV, V курсів  
стоматологічного факультету, лікарям-інтернам, лікарям-слухачам на циклах  
підвищення кваліфікації.

## ЗМІСТ

<b>Передмова</b> .....	5
<b>Результати вивчення дисципліни</b> .....	6
<b>Лекція №1:</b> Професор Беліков О.Б. <i>Класифікація матеріалів, що застосовуються в ортопедичній стоматології. Механічні, фізичні, хімічні, біологічні властивості</i> .....	7
<b>Лекція №2:</b> Доцент Рошук О.І. <i>Відбиткові матеріали. Класифікації відбиткових матеріалів та вимоги до них (точність, розмірна стабільність, зміни при маніпуляціях, додаткові фактори). Характеристики окремих груп відбиткових матеріалів та їх призначення. Представники. Гіпс. Хімічний склад гіпсу. Класифікація гіпсів. Сфери застосування. Поняття про моделі. Види моделей</i> .....	25
<b>Лекція №3:</b> Професор Беліков О.Б., доцент Рошук О.І. <i>Стоматологічні матеріали на основі полімерів. Склад та структура акрилової пластмаси. Властивості пластмас (біосумісність, розмірна стабільність та міцність, механічні та фізичні властивості). Полімерні базисні матеріали. Полімерні матеріали для штучних зубів</i> .....	63
<b>Лекція №4:</b> Професор Беліков О.Б., доцент Белікова Н.І. <i>Метали та сплави металів. Основні вимоги до сплавів їх характеристика та клінічне застосування</i> .....	95
<b>Лекція №5:</b> Доцент Гавалешко В.П. <i>Технологія використання металів та їх сплавів</i> .....	124
<b>Лекція №6:</b> Професор Беліков О.Б., доцент Рошук О.І. <i>Стоматологічна кераміка. Склад та властивості стоматологічного фарфору. Класифікація сучасної стоматологічної кераміки</i> .....	147
<b>Лекція №7:</b> Доцент Гавалешко В.П. <i>Штучні зуби. Підбір штучних зубів, при виготовленні знімних протезів</i> .....	176
<b>Лекція №8:</b> Професор Беліков О.Б. <i>Моделювальні матеріали. Характерні властивості (діапазон плавлення, термічне розширення, механічні властивості, текучість, залишковий стрес (напруга), пластичність.) Класифікація, склад та призначення зуботехнічних восків</i> .....	195
<b>Лекція №9:</b> Доцент Гавалешко В.П. <i>Допоміжні матеріали. Поняття абразиву та абразивної обробки. Властивості абразивів. Фактори, що впливають на ефективність абразивної обробки. Шліфування та полірування. Абразивні інструменти та засоби для здійснення цих маніпуляцій</i> .....	222
<b>Лекція №10:</b> Професор Беліков О.Б., доцент Белікова Н.І. <i>Матеріали для дублювання гіпсових моделей. Формувальні матеріали. Маси для виготовлення вогнетривких моделей. Легкоплавкі метали. Розділювальні та покривні матеріали. Флоси і вибілювачі</i> .....	238
<b>Лекція №11:</b> Професор Беліков О.Б., доктор філософії Сорохан М.М. <i>Матеріали для фіксації. Загальні вимоги для фіксаційних матеріалів. Вибір матеріалу для фіксації. Фіксаційні цементи</i> .....	268
<b>Перелік рекомендованої літератури</b> .....	319

## ПЕРЕДМОВА

Ортопедична стоматологія – галузь клінічної медицини, яка вивчає етіологію та патогенез захворювань, деформацій та пошкоджень зубів, щелеп інших органів порожнини рота і щелепно-лицевої ділянки, розробляє методи їх діагностики, лікування і профілактики шляхом застосування ортопедичних апаратів і протезів. Ортопедична стоматологія є великим розділом загальної стоматології і самостійною частиною загальної ортопедії. Вона розвинулась із зубопротезної техніки і на сучасному етапі стала самостійною стоматологічною дисципліною, яка вивчає ріст і розвиток органів зубощелепної системи, виникнення в них патологічних станів. На основі отриманих наукових даних розробляються профілактичні і лікувальні заходи, які корегують розвиток органів зубощелепної системи та відновлюють їх форму і функцію.

Основи ортопедичної стоматології базуються на досягненнях загально-медичних наук: розробка теорії діагностичного процесу, фізіологія і патофізіологія організму, профілактика захворювань; біології і анатомії, фізики і хімії, матеріалознавства. На сучасному рівні важливу роль в ортопедичній стоматології відіграють основи біоенергетики, комп'ютерних технологій, біомолекулярної хімії.

Як і кожна галузь медицини, стоматологія базується на первинних ланках: знаннях анатомії і фізіології зубощелепної системи, особливостях організації стоматологічної служби, критеріях методологічного підходу в діагностиці захворювань зубощелепної системи та ін.

Автори посібника мали за мету представити матеріал, який є основою для навчання студентів із фаху «Стоматологія» на курсі за вибором «Матеріалознавство в ортопедичній стоматології». Матеріал посібника повністю відповідає вимогам типового навчального плану та програми підготовки здобувачів освіти, другого ступеня освіти – магістр зі спеціальності 221 – Стоматологія, галузі знань 22 – Охорона здоров'я.

Посібник складається з розділів, у яких послідовно викладений матеріал лекцій для студентів II курсу стоматологічного факультету. Висвітлено обґрунтування вибору певних матеріалів залежно від виду протезування, значення тих чи інших матеріалів для виготовлення ортопедичних конструкцій. Представлений аналіз вимог до основних і допоміжних матеріалів, що застосовуються в ортопедичній стоматології, складу, властивостей та застосування певних груп стоматологічних матеріалів, методики застосування допоміжних матеріалів при виготовленні зубних протезів. Наголошено на позитивних та негативних властивостях основних і допоміжних матеріалів для виготовлення зубних протезів.

Перш за все, даний посібник спрямований на покращення фахової підготовки студентів, підвищення їх професійної майстерності, ознайомлення з новітніми досягненнями медичної стоматологічної науки.

Автори сподіваються, що посібник стане суттєвою допомогою при вивченні основ ортопедичної стоматології і будуть раді почути побажання і зауваження щодо даного видання.

## РЕЗУЛЬТАТИ ВИВЧЕННЯ ДИСЦИПЛІНИ:

Студент повинен *знати*:

1. Основи стоматологічного матеріалознавства. Вибір «ідеального» матеріалу для протезування.
2. Класифікації стоматологічних матеріалів за хімічною природою і за призначенням. Основні властивості матеріалів і їх значення для відновлювальної стоматології.
3. Характеристика сплавів і керамічних мас для виготовлення металокерамічних конструкцій зубних протезів.
4. Поняття «полімерні матеріали». Класифікація стоматологічних полімерних матеріалів.
5. Допоміжні матеріали, вимоги до них. Сфери їх застосування.

Студент повинен *вміти*:

6. Здійснювати вибір матеріалу для ортопедичних конструкцій відповідно до клінічної ситуації.

### Забезпечення загальних компетентностей:

**ЗК 1** Здатність до абстрактного мислення, аналізу та синтезу.

**ЗК 2** Знання та розуміння предметної області та розуміння професійної діяльності.

**ЗК 3** Здатність застосовувати знання у практичній діяльності.

**ЗК 4** Здатність спілкуватися державною мовою як усно, так і письмово.

**ЗК 5** Здатність спілкуватися англійською мовою.

**ЗК 6** Навички використання інформаційних і комунікаційних технологій.

**ЗК 13** Здатність діяти соціально відповідально та свідомо.

### Забезпечення професійних компетентностей:

**СК 1** Спроможність збирати медичну інформацію про пацієнта і аналізувати клінічні данні.

**СК 2** Спроможність інтерпретувати результат лабораторних та інструментальних досліджень.

**СК 4** Спроможність планувати та проводити заходи із профілактики захворювань органів і тканин ротової порожнини та щелепно-лицевої ділянки.

**СК 9** Спроможність проводити лікування основних захворювань органів і тканин ротової порожнини та щелепно-лицевої ділянки.

**СК 11** Спроможність до визначення тактики, методів та надання екстреної медичної допомоги.

**СК 14** Спроможність ведення нормативної медичної документації.

**Лекція №1:** *Класифікація матеріалів, що застосовуються в ортопедичній стоматології. Механічні, фізичні, хімічні, біологічні властивості.*

**Тривалість:** 2 години.

### **1. Науково-методичне обґрунтування теми**

Стоматологічне матеріалознавство - це наука, що вивчає взаємозв'язки, склад, будову, властивості, технологію виробництва і застосування матеріалів для стоматології, а також закономірності змін властивостей матеріалів під впливом фізичних, механічних і хімічних чинників.

Мова йде про фактори, що діють в специфічних умовах ротової порожнини в процесі функціонування зубощелепної системи.

Саме тому стоматологічне матеріалознавство виділено до окремої галузі знань. У нових фінансово-економічних умовах важливим є і відповідність ціни та якості матеріалу. Тому необхідно звертати увагу на комплектацію матеріалу, його призначення та інші характеристики.

### **2. Навчальні цілі лекції**

Ознайомлення студентів із властивостями матеріалів для ортопедичної стоматології, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- загальні питання матеріалознавства, історія становлення і розвитку;
- властивості матеріалів: фізичні, хімічні, механічні, біологічні,

технологічні.

Ознайомити студентів із основними характеристиками фізичних, хімічних, механічних, технологічних властивостей матеріалів, питаннями біосумісності ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору матеріалів залежно від призначення та технологією їх застосування:

- основні (конструкційні) матеріали;
- допоміжні матеріали для клінічного і лабораторного використання;

Викласти основні передумови застосування різних видів матеріалів залежно від їх призначення в ортопедичній стоматології ( $\alpha=3$ ).

### **3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)**

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій.

Обґрунтоване використання широкого спектру властивостей матеріалів в ортопедичній стоматології, їх призначення у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

## 4. Міждисциплінарна інтеграція:

Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості матеріалів.	
2. Хімія	Хімічні властивості матеріалів.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом матеріалів.	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив матеріалів на тканини порожнини рота та організм в цілому.	Проводити алергологічні проби.
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2.Зуботехнічне матеріалознавство	Основні та допоміжні матеріали для виготовлення незнімних та знімних конструкцій:	Вибрати матеріал за призначенням: основний або допоміжний.

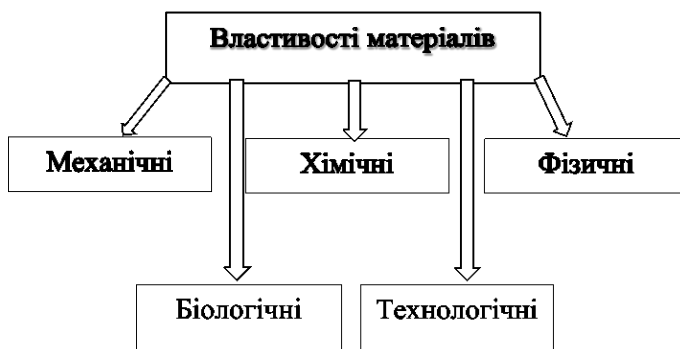
## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<i>Підготовчий етап</i>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<i>Основний етап</i>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Предмет матеріалознавства. 2. Основні механічні та технологічні властивості стоматологічних матеріалів. 3. Основні фізичні властивості матеріалів. 4. Основні хімічні властивості матеріалів. 5. Біосумісність.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, зразки комплектів	



	6. Класифікація матеріалів, що застосовуються в ортопедичній стоматології.		
3.	<b>Заключний етап</b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

### 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст змісту лекції:

*Стоматологічне матеріалознавство* - це наука, що вивчає взаємозв'язки, склад, будову, властивості, технологію виробництва і застосування матеріалів для стоматології, а також закономірності змін властивостей матеріалів під впливом фізичних, механічних і хімічних чинників. Мова йде про фактори, що діють в специфічних умовах ротової порожнини в процесі функціонування зубощелепної системи. Саме тому стоматологічне матеріалознавство виділено до окремої галузі знань.

Термін «*матеріалознавство*» об'єднує цілий комплекс різних дисциплін, які пов'язані з інформацією про матеріали, що застосовують у зуботехнічній справі.

Матеріалознавство *ґрунтується на основах фізики та хімії*. Зокрема, воно вивчає властивості металів та їх оброблення, властивості синтетичних матеріалів неорганічної та органічної природи.

*Головною метою* стоматологічного матеріалознавства є створення комплексу «ідеальних» матеріалів для відновлення зубів і зубощелепної системи.

Саме на це спрямовано вивчення складу, будови і властивостей матеріалів для стоматології, а також закономірностей зміни цих властивостей під впливом фізичних, механічних і хімічних чинників.

*Основним методом та інструментом* цього вивчення в стоматологічному матеріалознавстві є визначення комплексу властивостей матеріалів, що мають принципове значення для їх застосування в умовах ротової порожнини.

*Під діючими факторами ротової порожнини мають на увазі:*

- коливання температури,
- висока постійна вологість,
- присутність електролітичного середовища.

*Перераховані фактори позначаються на змінах таких фізичних властивостей матеріалу, як:*

- теплопровідність,
- зміни розмірів і обсягу при підвищенні або зниженні температури,
- сорбція ротових рідин,
- можливість виникнення гальванічних струмів тощо.

Історія розвитку матеріалознавства тісно пов'язана з першими згадками про протезування. Перші відомості про зубні протези відносяться до часів глибокої давнини. Археологічні дослідження свідчать про те, що штучні зуби виготовлялися за багато століть до нашої ери.

Матеріалами для штучних зубів служили дерево, кістки тварин, зокрема слонів, зуби тварин, зуби мерців, а пізніше — золото.

*У V ст. до н. е. Гіппократ*, описуючи хвороби зубів, згадує про штучні зуби. Із джерел літератури відомо, що в часи Римської імперії, у середні віки виготовлялися штучні зуби естетичного призначення, матеріалом для яких служили слонова та бичача кістки.

У письмових джерелах згадується, що золото для протезування застосовували греки і римляни. Є відомості, що золото застосовували ще раніше (2500 років тому) ассирійці та єгиптяни.

*Матеріали, що використовують на проміжних етапах виготовлення протезів, не повинні мати шкідливої дії на організм зубного техніка.*

Якщо ж обійтися без шкідливих речовин неможливо, слід дотримуватися заходів безпеки.

*До шкідливих речовин відносять пари кислот, метилметакрилату, свинцю, ртуті, епоксидних смол.*

*З метою уникнення професійної інтоксикації при використанні таких речовин у лабораторіях створюється вентиляційна система, монтуються витяжні шафи та розробляються індивідуальні засоби захисту: маски, окуляри, фартухи, рукавиці.*

*До основних властивостей зуботехнічних матеріалів відносять:*

- механічні
- хімічні
- фізичні
- технологічні

### **Механічні властивості матеріалів**

*Механічні властивості матеріалів підпадають під дію законів механіки, тобто розділу фізики, що вивчає закономірності впливу енергії і сили на фізичні тіла.*

*Жувальні та інші функціональні навантаження - сили, які діють на стоматологічні матеріали при заміщенні ними втрачених натуральних тканин зубів або зубного ряду.*

*Залежно від функцій, розжовування твердої або м'якої їжі, ковтання і від виду зуба (різці, ікла, премоляри, моляри) жувальне навантаження коливається в діапазоні від 50 до 300 Н (іноді і до 500 Н). Найбільше навантаження припадає на жувальні (бічні) зуби. Механічні властивості визначають, як поведе себе матеріал під дією цих сил.*

*Отже механічні властивості - це здатність матеріалів чинити опір деформованому та руйнівному впливу зовнішніх механічних сил у поєднанні із здатністю пружно і пластично деформуватися.*

*До механічних властивостей матеріалів належать:*

- твердість,
- міцність,
- пружність,
- пластичність,
- щільність,
- плавкість,
- теплове розширення.

*Твердість - це здатність тіла чинити опір при проникненні у його поверхню іншого тіла. За твердістю вивчають здатність матеріалу чинити опір зношуванню. Визначають твердість за методом Брінелля або одним із способів: Віккерса, Роквелла, Шора із використанням мікротвердоміра.*

*Метод Брінелля* доцільно застосовувати тоді, коли сталева кулька не деформується під час втиснення у поверхню матеріалу, що досліджується, тобто матеріал не надто твердий.

При дослідженні твердих матеріалів застосовують *спосіб Віккерса з алмазною пірамідкою або спосіб Рокевелла із алмазним конусом*. За методом Шора твердість визначають за допомогою приладу склероскопа, фіксують пружну віддачу досліджуваного матеріалу на приладі. *Використання мікротвердомірів доцільне* при визначенні твердості надтонких поверхневих шарів матеріалу.

*Міцність* - це здатність матеріалу чинити опір дії зовнішніх сил, не руйнуючись і не деформуючись.

*Зазвичай міцність матеріалу залежить від:*

- його природи,
- будови,
- розмірів виробів, що виготовлені з нього,
- величини навантаження
- характеру дії на нього.

Мінімальне навантаження, за якого порушується цілісність матеріалу, є *мірою його міцності*.

*Межею міцності даного матеріалу* є відношення величини мінімального навантаження до площі поперечного перерізу деталі.

*Підвищення міцності може бути досягнуте різними шляхами:*

*у металів* - термічною обробкою, прокаткою, легуванням, наклепом;

*у пластмас* - уведенням у молекулу полімеру зшивального агенту та отриманням співполімеру із підвищеними механічними властивостями.

*Пружність* - здатність матеріалу змінювати форму під дією зовнішнього навантаження і відновлювати її після зняття цього навантаження.

*Прикладом пружних властивостей матеріалів* є згин сталевого дроту, розтягнення металевої пружини, стискання і деформації протеза із пластмаси чи силіконової відбиткової маси.

Після припинення дії сили всі ці тіла набувають попередньої форми. Величина сили повинна відповідати межі пружності.

*Межа пружності* - це відношення величини максимального навантаження до площі поперечного перерізу зразка, після зняття якої зразок здатний відновити свою початкову форму.

*Жорсткість матеріалів* - здатність елементів конструкції чинити опір дії зовнішніх сил.

Зубному техніку слід знати, що матеріал під час використання не повинен руйнуватися та деформуватися. Тому для будь-якого матеріалу слід розраховувати чотирикратний запас міцності. *При збільшенні навантаження* треба збільшувати розміри деталі - ширину, товщину.

*В'язкість* - здатність матеріалу під дією навантаження витягуватися, подовжуватися. Протилежна в'язкості - *крихкість*. В'язкість золота – 45%, міді – 35%, хрому – 6 %, вісмут і сурма не мають властивості подовжуватися, це крихкі матеріали.

*Пластичність* - здатність матеріалу, не руйнуючись, змінювати форму під дією навантажень і зберігати цю форму після припинення дії навантаження.

*Ця властивість притаманна* таким матеріалам, як віск, гіпс, метали. *Пластичність забезпечується різними технологічними процесами.*

Для отримання металу максимальної пластичності його випалюють; пластичність воску зростає під час нагрівання, гіпсу - в результаті змішування з водою.

Пластичність матеріалу знижує опір до деформації.

*Втома матеріалів.* Під впливом великої кількості циклічних навантажень на протез можливе руйнування матеріалу, яке називається *руйнуванням від втоми*. Руйнівна напруга (межа втоми) є значно нижчою, ніж межа міцності.

*Причинами втоми є різні зміни форми деталей:*

- різка зміна товщини,
- надрізи,
- тріщини на поверхні,
- пори, що спричиняють концентрацію напруги.

Тріщини втоми з'являються навколо цих ділянок.

Щоб уникнути такого негативного явища, треба не лише добирати міцніші матеріали, але й зміцнювати поверхню виробу.

*Цього досягають шляхом:*

- хіміко-термічної,
- механічної обробки,
- загартовування струмами високої частоти.

Такі заходи дозволяють підвищити межу втоми.

*Стирання* виникає від тертя твердшим матеріалом м'якшого.

В ортопедичній стоматології і зубопротезній техніці процес стирання використовується при шліфуванні та поліруванні протеза.

### **Хімічні властивості матеріалів**

Зміни, що відбуваються в матеріалі в результаті хімічної взаємодії, хімічних реакцій, відображають його *хімічні властивості*.

*До хімічних відносять* ті властивості, які проявляються при хімічній взаємодії матеріалу або його компонентів з навколишнім середовищем порожнини рота.

Прикладом можуть служити *реакції хімічної або електрохімічної взаємодії* - окислення деяких матеріалів або їх компонентів (сплавів, амальгами) під дією середовища порожнини рота або харчових продуктів.

З *хімічними властивостями матеріалів пов'язані* такі важливі для застосування в стоматології процеси, як твердіння (затвердіння) матеріалів, деякі механізми адгезивної взаємодії відновного матеріалу із навколишніми тканинами.

*До хімічних властивостей відносять:*

- деструкцію полімерів,
- корозію металів,

- руйнування кераміки

*Ці властивості пов'язані з їх поведінкою у різних середовищах:* кислотах, лугах, розчинах солей, воді, на повітрі.

Знання хімічних властивостей матеріалів необхідні зубним технікам, щоб забезпечити абсолютну хімічну стійкість протезів до середовищ, які ідентичні середовищам ротової порожнини.

Інакше внаслідок будь-якої хімічної реакції взаємодії з рідинами ротової порожнини можливе руйнування та вивільнення з матеріалів протезів шкідливих для організму людини речовин.

*При впливі різних агентів на сплав спостерігається руйнування його поверхні з наступним поширенням руйнівної дії у глибину сплаву.*

Руйнування такого типу називають *корозією*. На поверхні всіх металів і сплавів (навіть платини та золота) в умовах сухого середовища та за кімнатної температури завжди з'являється окисна плівка.

*При підвищенні температури відбувається пришвидшення окислення сплавів і з'являється окалина - товстіший, ніж поверхнева окисна плівка, шар.*

За рахунок окисної плівки низка металів стають стійкішими до дії зовнішнього середовища, ніж сам метал. Це явище називають *пасивністю* металів. *На корозійну стійкість впливають процеси електрохімічної корозії, що спостерігається при використанні деяких металів.*

*Під час електрохімічної корозії з кожного металу в розчин надходять позитивно заряджені іони, заряджуючись при цьому негативно.*

Оскільки метали виділяють у розчин різну кількість іонів, то при зануренні в електроліт вони набувають різних потенціалів. При з'єднанні різнорідних металів та за наявності електроліту утворюються *гальванічні пари*. У гальванічній парі метал з низьким потенціалом є анодом і руйнується, переходячи в розчин.

*На збільшення різниці потенціалів впливає:*

- склад,
- структура речовини,
- стан поверхні металу,
- величина рН слини.

Чим більша кислотність слини, тим більша величина електрорушійної сили гальванічного елемента.

Гальванічні струми (*40-70 мкА*) викликають хронічне подразнення слизової оболонки ротової порожнини, тому використання металів та сплавів з різними потенціалами недопустиме. *Щоб уникнути електрохімічної корозії, до сплавів уводять метали, які володіють здатністю бути пасивними і передають таку властивість сплаву або утворюють сплави з металів із близькими потенціалами.*

*На корозійну стійкість впливає якість полірування поверхні.*

У процесі виготовлення зубних протезів часто використовують властивості різних речовин вступати в реакцію одна з одною.

*Щак, за допомогою кислот знімають окалину з металів, що утворюється після їх випалу, з поверхні золотих сплавів видаляють круппинки легкоплавкого*

металу, який може руйнувати золото.

### **Фізичні властивості матеріалів**

*Матеріали за фізичними властивостями поділяють на:*

- *ізотропні* (властивості матеріалу однакові в будь-яких напрямках, наприклад метали, каучук);
- *анізотропні* (властивості в різних напрямках не однакові, наприклад дерево, волокна, шаруваті пластики).

Міцність відновного матеріалу має принципове значення для вибору конструкції зубного протеза або будь-якого виду відновлення зубів і зубощелепної системи.

*До фізичних властивостей відносять:*

- колір,
- густину,
- температуру плавлення,
- теплове розширення.

*Колір матеріалу* є важливим, коли з матеріалу виготовляють протези: колір протеза повинен відповідати кольору тих тканин, які він заміщує. Колір матеріалів, що використовують на проміжних етапах виготовлення протезів, не має значення.

*За зміною кольору* на етапах визначають температуру нагрівання при термічній обробці металевих гільз чи інших металевих деталей.

*Густина* - кількість даної речовини (маса), що міститься в одиниці об'єму.

Під час вибору матеріалу для виготовлення різних конструкцій протезів його відносна густина має важливе значення.

*Знаючи густину матеріалу*, легко вирахувати масу виробу. Знання густини необхідне для отримання деталі в разі переводу її з воскової композиції.

Так, наприклад, ураховуючи, що відносна густина воску 0,95-0,97, а золота - 19,2, можна визначити, що для отримання золотої деталі в разі заміни воскової композиції на золоту останнього необхідно у 18-19 разів більше, ніж воску.

*Плавлення* - перехід тіла із твердого стану в рідкий під дією тепла, що відбувається зазвичай за певної температури, яку називають *температурою плавлення*. Для різних матеріалів температури плавлення різні. Для матеріалів, що використовуються у зубопротезній справі, треба знати не лише температуру плавлення, але й *температуру розм'якшення*, за якої матеріал набуває пластичних властивостей.

Температура плавлення сплавів або суміші речовин відрізняється від температури плавлення складових елементів. При утворенні у сплавах твердих розчинів температура плавлення сплаву буде тим вищою, чим більше елементів з високою температурою плавлення.

*Теплове розширення* - здатність тіл розширюватися під час нагрівання, більше чи менше змінюючи лінійні та об'ємні розміри, а в разі охолодження цих тіл - зменшувати об'єм. Оскільки величина теплового розширення різних матеріалів різна, для порівняння цих величин вираховують коефіцієнт лінійного та об'ємного розширення.

*Коефіцієнт лінійного розширення* - збільшення довжини зразка 1 мм матеріалу при зміні температури на 1 °С.

*Коефіцієнт об'ємного розширення* відповідає потрібному коефіцієнту лінійного розширення.

У стоматологічній практиці значення коефіцієнтів лінійного та об'ємного розширення тіл використовують часто. Наведемо деякі приклади: коефіцієнт теплового розширення природних тканин коронкової частини зуба в середньому становить  $8 \times 10^{-6}$ ; золота -  $14 \times 10^{-6}$ ; сталі -  $11 \times 10^{-6}$ ; акрилової пластмаси -  $81 \times 10^{-6}$ .

*Знання коефіцієнтів теплового розширення допомагає* уникнути низки проблем з боку протезів та тканин зуба, адже в разі взаємодії та швидкої зміни температур виникають сили розширення. Так, зокрема, врахування коефіцієнта теплового розширення під час лиття металевих деталей вимагає використання компенсаційних мас, а не звичайних вогнетривких, інакше литво не відповідатиме восковій заготовці через усадку під час охолодження.

*Літкова вага* - щільність речовини, кількість речовини в одиниці об'єму, маси одного см<sup>3</sup> тіла, вираженого в грамах.

До фізичних відносяться і *оптичні властивості матеріалів*, що визначають естетичну якість відновлення зубів за допомогою відновних матеріалів, до них відносять:

- власний колір,
- напівпрозорість,
- блиск поверхні,
- флюоресценцію.

Які ми більш детально розглянемо у подальших лекціях.

### **Технологічні властивості матеріалів**

*До технологічних властивостей матеріалів відносять:*

- оброблюваність,
- ковкість,
- текучість,
- усадку.

Вони визначають здатність матеріалу до обробки та можливість використання у тих чи інших умовах.

*У процесі роботи зубний технік використовує такі технологічні властивості:* ковкість, текучість, усадку.

*Ковкість* - здатність матеріалу піддаватися обробці під дією прикладеного навантаження без порушення цілісності. Ковкість властива багатьом металам і відсутня у пластмас.

*Текучість* - здатність матеріалів у рідкому пластифікованому чи розплавленому стані заповнювати найвужчі місця ливарної або пресувальної форми. На цьому процесі ґрунтуються лиття деталей із металів та пластмасових протезів.

*Щоб надати металам текучості* їх розплавляють, а *текучості поліакрилатів* досягають шляхом *пластифікації* - додаванням до полімеру рідких



мономерних сполук. Про *якість текучості* свідчить глибина затікання матеріалів у канал прес-форми.

*Усадка* - це зменшення об'єму відливка чи відпресованої деталі під час охолодження чи затвердіння матеріалу в разі переходу з одного стану в інший. Усадка виражається у відсотках і свідчить про зменшення об'єму моделі.

*Вона залежить від:*

- властивостей матеріалів,
- ступеня їх нагрівання
- способу охолодження.

При виготовленні деталей зубних протезів треба вибирати матеріали з меншою усадкою, удосконалювати режими виготовлення протезів і добираючи спеціальні компенсаційні формувальні маси.

Вочевидь, яким би міцним і привабливим за своїми естетичними властивостями не був матеріал, якщо його застосування може викликати серйозні негативні реакції в організмі, від застосування цього матеріалу доведеться відмовитися.

До сих пір ми розглядали властивості стоматологічних матеріалів без урахування його взаємодії з тканинами організму пацієнта, котрому за допомогою цього матеріалу відновлюють зуби або зубошелепний апарат.

Ми говорили просто про матеріали різної хімічної природи та їх властивості. Однак будь-який стоматологічний матеріал взаємодіє на місцевому та системному рівнях з організмом пацієнта.

Отже, *стоматологічний матеріал* - не просто матеріал певної хімічної природи. До нього може бути застосовано поняття біологічний матеріал або *біоматеріал*.

### **Біосумісність**

*Біоматеріали* – це будь-які чужорідні матеріали, що вводяться в тканини організму на будь-який час для того, щоб усунути деформації або дефекти, замінити пошкоджені або втрачені в результаті травм або захворювань натуральні тканини організму.

*Біоматеріали незалежно від призначення* повинні мати властивості біосумісності.

Що означає цей термін? Треба сказати, що він з'явився, приблизно в 1960-х роках. Раніше було прийнято говорити про *біоінертні матеріали*, тобто матеріали, які інертні по відношенню до оточуючих його тканин, не мають ніякого шкідливого впливу на них і не взаємодіють з ними.

Зараз, наприклад, від матеріалу для відновлення коронки зуба очікують міцного і постійного зв'язку з тканинами зуба, їх оздоровлення і регенерації. Називати такий матеріал інертним неправильно. Тому стали використовувати термін *біосумісний* матеріал.

Основні вимоги до *біоінертного та біосумісного* матеріалів

*Біоінертний*

- НЕ пошкоджує пульпу зуба і м'які тканини ротової порожнини;
- НЕ містить сенсibiliзуючих речовин, що викликають алергічні реакції;

- НЕ містить дифузних речовин пошкоджуючої дії;
- НЕ має канцерогенної дії

#### *Біосумісний*

- МАЄ оздоровлюючу та регенеративну дію;
- УТВОРЮЄ адгезивне з'єднання з твердими тканинами зуба.

При оцінці біосумісності матеріали розрізняють за типами їх впливу на організм: *загальний* - токсичний, алергічний, психологічний; *місцевий* - механічний, токсичний місцевий, температурний (зміни в температурному сприйнятті).

Для того щоб визначити, чи матеріал, призначений для застосування в стоматології, є *біосумісним*, до його клінічного застосування проводять випробування, які дозволяють оцінити його біологічну дію згідно зі стандартами. Для стандартизованого підходу при складанні програми всі стоматологічні біоматеріали поділені на категорії залежно від виду тканин організму, з якими повинен контактувати матеріал, і часу контакту.

#### *Категорії стоматологічних біоматеріалів*

<b>За тривалістю контакту матеріалу з організмом</b>	<b>За характером контакту матеріалу організмом</b>
а – однократне або багатократне, менше 24 годин; б – однократне або багатократне, більше 24 годин, не менше 30 діб; в – постійний контакт більше 30 діб	а – зі слизовими оболонками ротової порожнини; б – з кістковою тканиною, твердими тканинами зуба; в – з тканинами періодонта, з кров'ю; г – зі шкірою; д – з пульпою зуба

*Які ж властивості матеріалів мають принципове значення для застосування в стоматології?*

Строго розмежувати властивості матеріалів на фізичні, хімічні та механічні не завжди вдається, тому частіше користуються комплексними поняттями для характеристики різних матеріалів: фізико-механічні або фізико-хімічні властивості.

Варто зауважити, що не тільки естетичні властивості матеріалів, а й показники біосумісності пов'язані з їх фізичними і хімічними характеристиками.

#### **Класифікація стоматологічних матеріалів**

Усі стоматологічні матеріали залежно від хімічної природи поділяють на три основних класи: 1 - неорганічні матеріали або кераміка; 2 - метали та їх сплави; 3 - полімери.

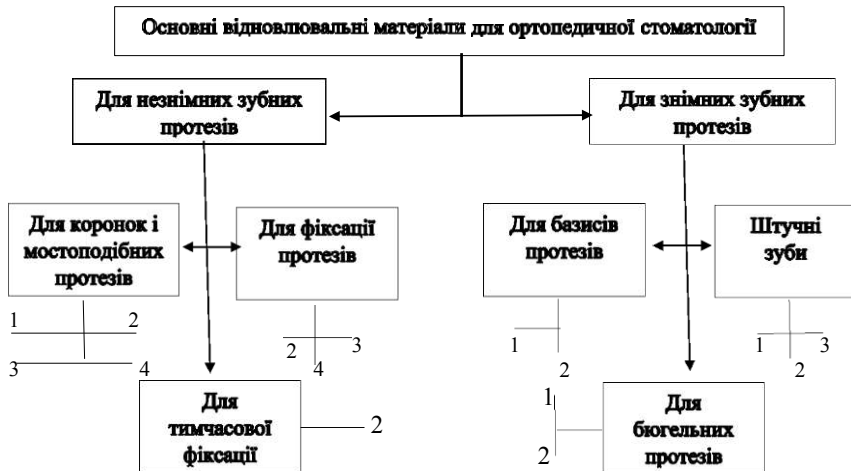
Різноманіття стоматологічних матеріалів полягає не тільки у відмінності їх за хімічною природою, а також в особливостях їх застосування в стоматології або в їх призначенні. Матеріали, що мають однакову хімічну природу, але різне призначення, можуть істотно відрізнитися за складом і властивостями.

*Для систематизації стоматологічних матеріалів, щоб було легше орієнтуватися при виборі відновного матеріалу, підборі допоміжних і*

тимчасових матеріалів, що застосовуються на етапах лікування та виготовлення зубних протезів, велику допомогу може надати класифікація матеріалів, побудована за принципом їх призначення в стоматології.

Такий принцип класифікації не можна визнати ідеальним, тому що деякі матеріали (наприклад, цементи) мають численні види застосування в різних областях стоматології. Але, незважаючи на зазначений недолік, запропонована класифікація дозволяє розділяти стоматологічні матеріали, зважаючи на основні вимоги до них, а також умовами застосування в тій чи іншій галузі стоматології.

*Класифікація за призначенням основних матеріалів для ортопедичної стоматології*



1 – метали, 2 – полімери, 3 – кераміка, 4 – комбіновані матеріали

Таким чином, розглядаючи подану на схемі класифікацію і знайомлячись з типовими відновними конструкціями зубних протезів, ми ще раз переконалися, що в кожному класі основних відновлювальних матеріалів для ортопедичної стоматології присутні матеріали всіх типів хімічної природи, про які ми говорили, розглядаючи класифікацію стоматологічних матеріалів, побудовану за цим принципом.

Основні вимоги до властивостей конструкційних матеріалів для ортопедичної стоматології залежать від їх конкретного призначення.

*Для базисних матеріалів в знімних зубних протезах* - це міцність і модуль пружності при вигині.

*Для матеріалів, які відновлюють або заміщають втрачені натуральні зуби*, першорядне значення мають міцність при стисненні і вигині, твердість і зносостійкість.

*Цементи для фіксації незнімних зубних протезів* повинні забезпечувати міцне утримання відновної конструкції в умовах ротової порожнини, отже, повинні володіти адгезивними властивостями.

*У зубопротезній практиці використовують матеріали різного походження:*

- пластмаси,
- метали та їх сплави,
- воски,
- абразивні
- полірувальні засоби.

Матеріали, з яких безпосередньо виготовляють протези, є основними.

Матеріали, які використовують на різних етапах виготовлення протезів - допоміжними.

*Основні конструкційні матеріали:*

- матеріали для базисів протезів;
- матеріали для штучних зубів;
- метали і сплави;
- керамічні маси, ситали, керомери.

*Допоміжні матеріали:*

- моделювальні воски, пластмаси;
- матеріали для виготовлення моделей;
- формувальні матеріали;
- абразивні матеріали;
- легкоплавкі метали;
- дріт із нержавіючої сталі чи золотих сплавів;
- припої;
- флюси;
- відбіли;
- ізолювальні (розділювальні) матеріали;
- покривні лаки;
- різні матеріали: пластинки АКР-П, мольдин.

Незважаючи на значні досягнення стоматологічного матеріалознавства в останні роки, жоден зі створених матеріалів не можна визнати ідеальним.

*Ідеальний матеріал* для відновної стоматології повинен повністю відповідати наступним вимогам:

- бути біосумісним;
- протистояти всім можливим діям середовища ротової порожнини;
- забезпечувати міцний і постійний зв'язок зі структурою твердих тканин зуба;
- повністю відтворювати їх зовнішній вигляд;
- володіти комплексом фізико-механічних властивостей, які відповідають властивостям натуральних тканин, що відновлюються;
- сприяти їх оздоровленню та регенерації.

## **Висновки.**

Знання основних властивостей основних і допоміжних матеріалів, які застосовуються в ортопедичній стоматології, допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з групою допоміжних матеріалів – відбиткових, розглянете їх класифікацію, поділ на групи, основні властивості та ознайомитеся з їх представниками та сферою застосування.

### **7. Матеріали для активізації студентів під час викладання лекції**

*Запитання:*

1. Предмет матеріалознавства.
2. Основні механічні властивості стоматологічних матеріалів.
3. Основні хімічні властивості матеріалів.
4. Основні фізичні властивості матеріалів.
5. Основні технологічні властивості стоматологічних матеріалів.
6. Біосумісність.
7. Класифікація матеріалів, що застосовуються в ортопедичній стоматології.

**Тестові завдання:**

#### **1. Наука, яка вивчає будову і властивості матеріалів має назву:**

- A. фізика
- B. медична фізика
- C. медична хімія
- D. матеріалознавство
- E. спектрографія

(правильна відповідь: D)

#### **2. Для застосування у стоматології мають значення властивості матеріалів:**

- A. фізичні
- B. хімічні
- C. естетичні
- D. механічні
- E. трофічні

(правильна відповідь: A, B, C, D)

#### **3. Які властивості матеріалів відносяться до фізичних?**

- A. колір, питома вага
- B. температура плавлення, температура кипіння
- C. електропровідність
- D. усадка матеріалу, теплопровідність
- E. теплоємність

(правильна відповідь: B, C, E)

#### **4. До механічних властивостей матеріалів відносять:**

- A. міцність, в'язкість, твердість
- B. колір, питома вага
- C. електропровідність
- D. тепломісткість, теплопровідність
- E. пружність, пластичність, стирання, втомленість матеріалу

(правильна відповідь: A, E)

**5. До хімічних властивостей матеріалів відносять:**

- A. пружність, пластичність, стирання, втомленість матеріалу
- B. температура плавлення, температура кипіння
- C. окислення, відновлення, розчинення, електролітна дисоціація
- D. міцність, в'язкість, твердість;
- E. колір, питома вага.

(правильна відповідь: C)

**6. Гігієнічні властивості матеріалу:**

- A. здатність відтворення зовнішнього вигляду натуральних зубів
- B. здатність утворювати міцний зв'язок із тканинами зуба, їх регенерувати
- C. здатність очищатися звичайними засобами гігієни порожнини рота та не змінювати своїх властивостей під їх дією
- D. органолептичні якості (смак, запах)
- E. здатність легко відмиватись від інструментів, предметів, рук лікаря та асистента

(правильна відповідь: C)

**7. Безпека застосування стоматологічних матеріалів для людини пов'язана із властивостями матеріалу:**

- A. фізичними
- B. хімічними
- C. технологічними
- D. естетичними
- E. токсикологічними

(правильна відповідь: E)

**8. Естетичні властивості характеризуються:**

- A. кольором
- B. напівпрозорістю
- C. флуоресценцією
- D. біосумісність
- E. міцністю на стиск

(правильна відповідь: A, B, C)

**9. Флуоресценція це:**

- A. відображення однієї частини та поглинання іншої частини спектру падаючого на предмет світла
- B. кількість світла, що може пропускати предмет
- C. випромінювання предметом світла довжиною хвилі, що відрізняється від довжини хвилі світла, що падає або освітлює предмет
- D. утворення міцного зв'язку з тканинами зуба, їх оздоровлення та регенерація
- E. ступінь розсіювання падаючого променя світла

(правильна відповідь: C)

**10. Напівпрозорість матеріалу (предмета) залежить:**

- A. від кількості світла, що може пропускати предмет
- B. від ступеня розсіяного світла
- C. від фону (підкладки)
- D. від гладкості матеріалу

Е. від шорсткості матеріалу  
(правильна відповідь: А)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції:** *«Класифікація матеріалів, що застосовуються в ортопедичній стоматології. Механічні, фізичні, хімічні, біологічні властивості».*

#### **Література**

1. Король ДМ, редактор. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
2. Нідзельський МЯ, Шиян ЄГ, Давиденко ГМ та ін. Кросворди з ортопедичної стоматології. Полтава; 2008. 225 с.
3. Рожко ММ, Неспрядько ВП, редактори. Зубопротезна техніка: підруч. для студ. стомат. ф-тів ВНЗ МОЗ України. Вид. 3-є. Київ : Книга-плюс; 2016. 603 с.
4. Belikov OV, Gavaleshko VP, Belikova NI, Sorochan MM, Semenko IV. Propedeutics of orthopedic stomatology (Protocols of students' work for the 2nd year English speaking students of Stomatological Faculty): Educational manual ООО NPP "Interservice". Kyiv; 2019. 166 p.
5. Darvell BW. Materials Science for Dentistry. Woodhead Publishing; 2018. 842 p.
6. Noort RV. Introduction to Dental Materials. 4th ed. Mosby Ltd; 2013. 264 p.
7. O'Brien WJ, editor. Dental Materials and Their Selection. 2th ed. Quintessence Pub Co; 2009. 425 p.
8. Powers JM, Wataha JC. Dental Materials: Properties and Manipulation. Elsevier Health Sciences; 2007. 384 p.
9. Shen C, Rawls RH, Esquivel-Upshaw JF, editors. Phillips' Science of Dental Materials. 13th ed. Elsevier Saunders; 2021. 448 p.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції:** *«Відбиткові матеріали. Класифікації відбиткових матеріалів та вимоги до них (точність, розмірна стабільність, зміни при маніпуляціях, додаткові фактори). Характеристика окремих груп відбиткових матеріалів та їх призначення. Представники. Гіпс. Хімічний склад гіпсу. Класифікація гіпсів. Сфери застосування. Поняття про моделі. Види моделей.».*

#### *Основні питання:*

- Визначення відбитка, моделі, відбиткового матеріалу.
- Класифікація відбиткових матеріалів.
- Фізико-механічні властивості відбиткових матеріалів.
- Вимоги до відбиткових матеріалів.
- Характеристика нееластичних відбиткових матеріалів, їх застосування.
- Характеристика гідроколоїдних відбиткових матеріалів, їх застосування.
- Характеристика еластомерів, їх застосування.
- Поняття про моделі. Види моделей.

*Література:*

1. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
2. Король МД, редактор. Стоматологічне матеріалознавство. Полтава: ФОП Мирон І.А.; 2018. 176 с.
3. Рожко ММ, Неспрядько ВП, редактори. Зубопротезна техніка: підруч. для студ. стомат. ф-тів ВНЗ МОЗ України. Вид. 3-є. Київ : Книга-плюс; 2016. 603с.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА, Голік ВП, Громов ОВ, Дворник ВМ, та ін. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. 2-е видання. Київ: Медицина; 2020. 328 с.
5. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВМНЗ І-ІІ р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.



**Лекція №2:** *Відбиткові матеріали. Класифікації відбиткових матеріалів та вимоги до них (точність, розмірна стабільність, зміни при маніпуляціях, додаткові фактори). Характеристика окремих груп відбиткових матеріалів та їх призначення. Представники. Гіпс. Хімічний склад гіпсу. Класифікація гіпсів. Сфери застосування. Поняття про моделі. Види моделей.*

**Тривалість:** 2 години.

### **1. Науково-методичне обґрунтування теми**

Відбиткові матеріали використовуються в клініці ортопедичної стоматології для створення тривимірної копії ротової порожнини – моделі, яка дозволяє проводити діагностику, складати план лікування, а також безпосередньо виготовляти ортопедичні конструкції за відсутності пацієнта.

Якість непрямих реставрацій (незнімних зубних протезів) або знімних ортопедичних конструкцій залежить від того, наскільки точно відбитковий матеріал зафіксував деталі тканин протезного ложа. Існує чимало різних відбиткових матеріалів, які належать до різних груп за хімічною будовою та властивостями. Підібрати один універсальний матеріал для усіх видів зубного протезування є практично неможливо, адже у тій чи іншій клінічній ситуації важливі різні властивості матеріалів.

Сьогодні на зміну традиційним (аналоговим) відбиткам прийшла система цифрового інтраорального сканування, яка відрізняється швидкістю, точністю та комфортом для пацієнта, лікаря стоматолога-ортопеда та зубного техника. Більшість корифеїв вважають, що за цифровою стоматологією – майбутнє, тож очікується спад інтересу до розвитку та удосконалення відбиткових матеріалів. Однак, у наш час традиційна методика все ще не втрачає своєї актуальності, адже дозволяє зняти відбиток у важкодоступних місцях ротової порожнини. Наприклад, можливість відбиткової маси проникати глибоко в ясенну кишеню і чітко відбивати форму відпрепарованого уступу.

### **2. Навчальні цілі лекції**

Ознайомлення студентів із допоміжними матеріалами для зняття відбитків, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- групи матеріалів для зняття відбитків;
- вимоги до відбиткових матеріалів.

Ознайомити студентів із основними характеристиками фізико-механічних, хімічних та біохімічних властивостей відбиткових матеріалів ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору відбиткового матеріалу та технологією їх застосування:

- підібрати відбитковий матеріал у конкретному випадку;
- замішувати відбитковий матеріал;
- зняти відбиток;
- оцінити відбиток.

Викласти основні передумови застосування різних видів відбиткових матеріалів у конкретних клінічних ситуаціях ( $\alpha=3$ ).

### 3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)

- виховувати сумлінне ставлення студентів до роботи лікаря стоматолога-ортопеда;
- прищеплювати любов до обраної професії;
- виховувати почуття відповідальності за своєчасність і правильність професійних дій;
- підкреслити роль робіт вітчизняних учених у розробці відбиткових матеріалів;
- розвивати навички етики та деонтології при роботі з пацієнтами з дефектами твердих тканин зубів, частковою та повною втратою зубів;
- сформуувати у студентів психологічну та фахову готовність до реальних умов професійної діяльності;
- розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій під час зняття відбитків та усвідомлення негативних наслідків в разі невиконання лікарських рекомендацій.

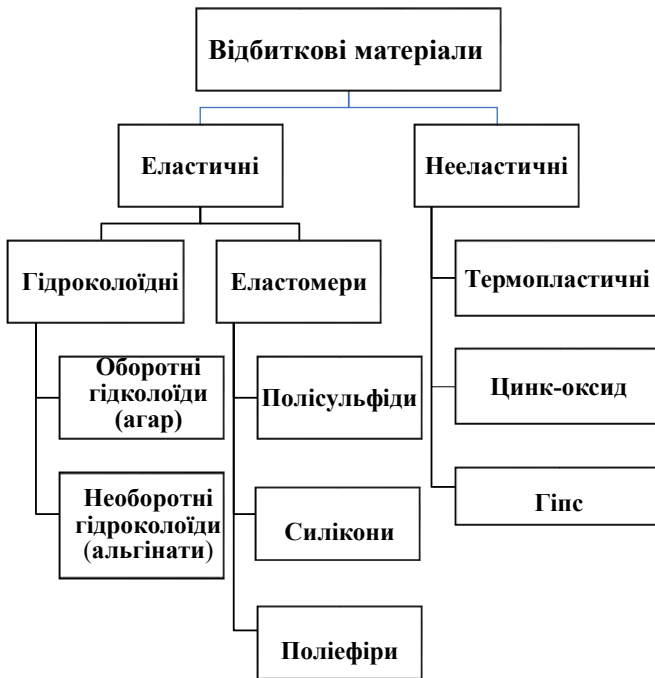
### 4. Міждисциплінарна інтеграція:

Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості відбиткових матеріалів.	
2. Хімія	Хімічний склад відбиткових матеріалів.	
3. Анатомія	Будову ротової порожнини, зубні ряди, анатомічну будову зубів, види слизової оболонки ротової порожнини	
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Відбиткові ложки, їх види. Вимоги до відбиткових матеріалів, їх класифікацію	Підбирати відбиткову ложку на верхню чи нижню щелепу, підбирати відбитковий матеріал. Зняти одно-, двошаровий відбиток
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2. Зуботехнічне матеріалознавство	Допоміжні матеріали для виготовлення незнімних конструкцій: склад, властивості, застосування	Вибрати відбитковий матеріал з урахуванням запланованої конструкції протеза

## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b><i>Підготовчий етап</i></b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b><i>Основний етап</i></b>		75 хв
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Визначення відбитка, моделі, відбиткового матеріалу 2. Класифікація відбиткових матеріалів 3. Фізико-механічні властивості відбиткових матеріалів 4. Вимоги до відбиткових матеріалів 5. Характеристика нееластичних відбиткових матеріалів, їх застосування. 6. Характеристика гідроколоїдних відбиткових матеріалів, їх застосування 7. Характеристика еластомерів, їх застосування 8. Поняття про моделі. Види моделей.	- питання 1 рівня  - питання 1 рівня  - питання 1 рівня  - питання 2 рівня  - питання 2 рівня  - питання 2 рівня  - питання 2 рівня  - питання 3 рівня	
	<b><i>Заключний етап</i></b>		10 хв
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



## Текст змісту лекції:

*Відбитком* називається негативне відображення тканин протезного ложа, що використовується для одержання діагностичних, контрольних, робочих (основних і допоміжних) гіпсових моделей.

*Відбиткові матеріали* – це ті, що використовуються для реєстрації форми чи взаємовідношення між зубами та іншими тканинами протезного ложа. Їх відносять до групи допоміжних матеріалів.

Історія виникнення цієї групи матеріалів сягає 17 століття, коли *Турман* уперше використав бджолиний віск для зняття відбитка. Гіпс уперше використав із цією метою *Двінель* у 1840 році. Відбиткові матеріали з того часу значно змінилися та вдосконалися, однак навіть сьогодні немає ідеального, чи, краще сказати, універсального матеріалу.

Якість відбитка залежить не лише від досвіду та уміння лікаря, але й від правильного вибору відбиткового матеріалу. Сучасна класифікація відбиткових матеріалів за будовою представлена на вищевказаній схемі.

### Вимоги до «ідеального» відбиткового матеріалу

#### 1. Біологічні вимоги

*Біологічна сумісність*: відбитковий матеріал повинен бути нетоксичним і не подразнювати тканини ротової порожнини;

*Дезинфекція*: повинна бути можливість знезаразити відбиток для подальшої роботи без спотворення його точності.

#### 2. Хімічні вимоги

*Інертність*: ідеальний відбитковий матеріал має бути хімічно інертним у роті: не розчиняється у ротовій рідині, не розпадається в ротовій порожнині.

*Вологостійкість*: відбитковий матеріал повинен бути гідрофільним для кращого відтворення деталей. Деякі матеріали є гідрофобними, їм потрібно забезпечити сухість у ділянці нанесення, інакше їх може відштовхнути волога у важливій ділянці відбитка. Це, як правило, призводить до утворення пор.

А для гідрофільних матеріалів не потрібно спеціальної підготовки протезного поля (просушування).

*Сумісність з матеріалами для виготовлення моделі*: матеріал не повинен з'єднуватися з гіпсом моделі та легко відокремлюватися від нього.

#### 3. Реологічні вимоги

*Реологія* – це наука, яка пояснює текучість і деформацію матеріалів.

*Штекучість і в'язкість*: *Штекучість* (плинність) – властивість тіл пластично або в'язко деформуватися під дією напруги. *В'язкість* – це опір, який чинить рідина щодо її переміщення.

Відбитковий матеріал спочатку повинен мати хорошу текучість і меншу в'язкість, щоб легко вводиться в ротову порожнину, і можна було записати найдрібніші деталі протезного ложа. А потім навпаки – меншу текучість і більшу в'язкість після затвердіння, щоб відбиток можна було легко вивести з ротової порожнини без будь-яких спотворень.

Враховуючи в'язкість, відбиткові матеріали поділяють на *мукостатичні* та *мукокомпресійні*.

*Мукостатичні*: вони володіють більшою текучістю, а отже менше відтискають м'які тканини протезного ложа. Такі відбитки відображають найдрібніші деталі ротової порожнини.

*Мукокомпресійні*: володіють більшою в'язкістю, тож чинять більший тиск на м'які тканини і більшою мірою зміщують їх. Вони використовуються для анатомічних або попередніх відбитків.

*Час замішування* – це час від початку замішування до одержання однорідної кременоподібної маси.

*Робочий час* – це час від початку замішування до моменту, коли матеріал стає більше не придатний для зняття відбитка. Зазвичай він характеризується наростаючим збільшенням в'язкості матеріалу.

*Час твердіння* – це час, необхідний для завершення реакції структуризації матеріалу (твердіння), або це час, потрібний для досягнення певного ступеня жорсткості, твердості чи еластичності.

В ідеалі відбитковий матеріал повинен мати довший робочий час і менший час твердіння, тобто не надто швидко тверднути, даючи змогу лікарю провести усі необхідні маніпуляції, особливо, якщо мова йде про функціональні відбитки і необхідність провести функціональні проби.

#### **4. Механічні вимоги**

*Щочність*: відбитковий матеріал повинен бути здатний відтворювати всі дрібні деталі з найвищою точністю. Матеріал, який розширюється під час твердіння, призводить до зменшення розміру моделі, і навпаки – при усадці матеріалу.

*Еластичність*: відбиткові матеріали повинні бути достатньо еластичними (після затвердіння) для того, щоб не спотворити особливості рельєфу та піднутрення після виведення відбитка з ротової порожнини. Тобто вони не повинні стискатися чи деформуватися після виведення з ротової порожнини.

*Міцність на розрив*: при виведенні еластичного відбиткового матеріалу з ділянок піднутрень, вони часто піддаються значній нарузі розтягування. Отже, матеріал повинен мати достатню міцність на розрив, щоб витримувати такі навантаження без розриву.

*Гнучкість*: матеріал має бути достатньо гнучким, щоб дозволяти легке виведення з ділянок піднутрень.

*Адгезія або фіксація*: відбитковий матеріал повинен володіти адгезивною здатністю, щоб залишатися щільно прикріпленим до відбиткової ложки під час зняття відбитка. Часткове від'єднання матеріалу може спричинити спотворення відбитка та призвести до нещільного прилягання майбутніх реставрацій. Фіксацію можна покращити за допомогою спеціальних *адгезивів* (для еластомерів) або за допомогою *перфорованої відбиткової ложки* (для гідроколоїдів).

Однак, при цьому відбиткові матеріали не повинні прилипати до тканин ротової порожнини.

*Стабільність розмірів:* матеріал не повинен змінювати розмірів у ротовій порожнині та поза нею за будь-яких температур і вологості. Тобто готовий відбиток має зберігати свою початкову точність протягом тривалого часу. Точність переважної більшості матеріалів найкраща після одержання відбитка, тож вартує одразу відливати гіпсову модель.

### **5. Теплові вимоги**

*Коефіцієнт теплового розширення:* має бути нульовим або мінімальним, щоб мінімізувати зміну розмірів при охолодженні або нагріванні. Після виведення відбитка з ротової порожнини при температурі від 37 °С до кімнатної температури 27 °С відбиток охолоджується приблизно на 10 °С. Це призводить до теплової усадки.

*Теплопровідність:* матеріал має бути хорошим провідником тепла, щоб він міг рівномірно розм'якшуватися або твердіти, що мінімізує спотворення. Але практично всі відбиткові матеріали є поганими провідниками тепла. Отже, вони не структуруються одночасно на всій площі.

*Температура розм'якшення:* у випадку термопластичного матеріалу діапазон температури розм'якшення не повинен перевищувати 50–55 °С. Інакше, помістивши його в ротову порожнину пацієнта, він може спричинити опік слизової оболонки. Також матеріал повинен твердіти при температурі, наближеній до ротової.

### **6. Естетичні вимоги**

*Колірний контраст:* щоб легко розрізнити матеріали різної в'язкості, вони повинні мати різні кольори. Два пастоподібні матеріали повинні бути в контрастних кольорах, щоб легко побачити якість замішування, коли у масі не залишилося смуг окремого кольору. Колір має бути естетичним, щоб не викликати відразу у пацієнта.

### **7. Різне**

*Прийнятний смак і запах:* матеріали повинні мати хороший смак і запах для пацієнта, щоб зменшити його дискомфорт під час процедури.

*Термін придатності:* матеріал повинен мати довший термін придатності, щоб невикористаний матеріал можна було зберігати.

*Економічність:* бути відносно недорогим.

*Доступність:* бути легкодоступним.

*Легкість використання:* легко піддаватися дозуванню, замішуванню та очищенню. Не вимагати складного обладнання для маніпуляцій.

*Стерилізація:* легко стерилізуватися, якщо це матеріал повторного використання.

*Багаторазове використання:* матеріал не повинен втрачати свої основні властивості при повторному використанні. Має забезпечити виготовлення кількох моделей. Дозволяє вносити незначні виправлення, додаючи матеріал, без спотворень, не вимагаючи знімати повністю новий відбиток.

На жаль, жоден з існуючих сьогодні відбиткових матеріалів не є ідеальним, і повністю не задовольняє усі вимоги.

## **Класифікація відбиткових матеріалів**

### **1. За механічними властивостями:**

- *Еластичні матеріали*: володіють хорошими пружними властивостями, які дозволяють заповнювати усі піднутрення протезного ложа. Вони можуть використовуватися при частковій та повній втраті зубів.

*Гідроқолоїди* (водні еластомерні відбиткові матеріали):

- а) Оборотний – Агар-Агар;
- б) Необоротний – Альгінат.

*Еластомери* (неводні еластомерні відбиткові матеріали):

а) Полісульфіди;

б) Полісилікони (А-силікони (addition silicones) та С-силікони (condensation silicones));

в) Поліефіри (хімічно активовані та активовані світлом).

- *Нееластичні (непружні, жорсткі) матеріали*: є нееластичними та не можуть охопити всі піднутрення протезного ложа. Їх використання обмежене пацієнтами з повною втратою зубів. Види:

- Термопластична маса
- Відбиткові воски
- Гіпс
- Цинк-оксид-евгенольна паста

### **2. За реакцією структуризації:**

- *Фізичної реакції (оборотні)*: коли ми прикладаємо до відбиткового матеріалу тепло, він стає м'яким, а при меншій температурі – твердіє. Наприклад, термопластичний матеріал, агар і віск.

- *Хімічної реакції (необоротні)*: коли структуризація відбувається шляхом хімічної реакції, що зумовлює зміни безпосередньо всередині структури матеріалу, тому його можна використовувати лише один раз. Наприклад, гіпс, цинк оксид евгенол, альгінати, полісульфіди, силікони, поліефіри.

### **3. За реакцією з ротовою рідиною:**

- *Гідрофільний*: відбитковий матеріал сумісний з ротовою рідиною та вологою, тобто, він повністю вбирає слину з ротової порожнини пацієнта, і в результаті ми отримуємо гарний контакт між тканинами протезного ложа та матеріалом.

- *Гідрофобний*: матеріал не вбирає ротову рідину та уникає контакту з нею; тобто, будь-яка крапля рідини на протезному ложі пацієнта зробить невелике поглиблення або пору на відбитку, тому перед зняттям відбитка поверхню зубів слід висушити.

### **4. Залежно від тиску на м'які тканини:**

#### **1. Мукостатичні:**

- Гіпс;
- Агар-Агар;
- Альгінат;
- Коригуюча маса еластомерів (Light body);
- Відбиткові воски;
- Цинк-оксид-евгенольна паста (ZOE).



## 2. Мукокомпресійні:

- Термопластична маса;
- Основна маса еластомерів (Putty)

## 5. За в'язкістю:

1. *Високої в'язкості*: термопластична маса і putty body еластомери;
2. *Середньої в'язкості*: Regular body еластомери;
3. *Низької в'язкості*: відбитковий гіпс, цинк-оксид-евгенольна паста, гідроколоїди, Light body еластомери.

## ЖОРСТКІ НЕЕЛАСТИЧНІ ВІДБИТКОВІ МАТЕРІАЛИ

### 1. Гіпс для відбитків

▪ **Характеристика**: це жорсткий, мукостатичний, гідрофільний, необоротний відбитковий матеріал, який кристалізується шляхом хімічної реакції. Він представлений гіпсом I типу (gypsum plaster, plaster of Paris).

▪ **Форма**: у вигляді порошку, змішаного з водою (співвідношення вода/порошок = 0,6).

#### ▪ **Склад**:

1. Сульфат кальцію β-напівгідрат ( $[\text{CaSO}_4] \times 1/2 \text{H}_2\text{O}$ ) – це основа.
2. Сульфат калію ( $\text{K}_2\text{SO}_4$ ) додається для зменшення розширення та прискорення реакції кристалізації. Також каталізаторами затвердіння є: хлорид натрію, хлорид калію, сульфат натрію, нітрат калію.
3. Бура (тетраборат натрію), цукор, етиловий спирт – інгібітори кристалізації.
4. Барвники (наприклад, алізарин – рожевий) додаються, щоб відрізнити гіпс для відбитків від інших гіпсових продуктів, а також ароматизатори, щоб покращити смак.

5. Крохмаль додається для легшого відділення відбиткового гіпсу від моделі. Після затвердіння моделі зерна крохмалю розбухнуть, якщо нанести гарячу воду, що дозволяє легко відокремити модель від відбитка.



#### ▪ **Техніка замішування**:

У гумову миску набирають воду, додають порошок і перемішують шпателем, поки не утвориться кремоподібна суміш, яку вносять у відбиткову ложку.

#### ▪ **Використання**:

Використовується при знятті відбитка беззубих щелеп; при визначенні центрального співвідношення щелеп за методом гіпсоблоків, що використовується для загіпсування моделей в артикулятор.

- Властивості:

1. Час затвердіння 3-5 хв.
2. Замішаний матеріал має дуже низьку в'язкість, тому він використовується для мукостатичних відбитків.
3. Він є гідрофільним (поглинає вологу), тому легко адаптується до м'яких тканин ротової порожнини, фіксуючи їх поверхню з великою деталізацією та точністю, однак пацієнти можуть скаржитися на сильну сухість після зняття відбитка.
4. Матеріал найкраще використовувати в індивідуальній відбитковій ложці з акрилу (із прошарком спейсера в 1-1,5 мм).
5. Хороша стабільність розміру (під час кристалізації розширення матеріалу відбувається у межах 0,06-0,15 %).
6. Між моделлю та відбитком необхідно використовувати ізолювальний середник (розчин альгінату натрію або мила з водою).
7. Після кристалізації матеріал стає жорстким, тому не може зафіксувати піднутрення.

- Переваги:

1. Добре відтворює деталі поверхні.
2. Час затвердіння під контролем лікаря ( $4 \pm 1$  хвилини).
3. Хороша стабільність розмірів і точність при використанні з розчином проти розширення.
4. Сумісний з усіма матеріалами, які зазвичай використовуються для виготовлення моделей.
5. Стабільний при зберіганні протягом тривалого часу, якщо він зберігається в герметичному стані.
6. Відносно недорогий і простий у використанні.

- Недоліки:

1. Одержаний відбиток є крихким і може зламатися при виведенні із ділянок піднутрень.
2. Поганий смак і шорсткість.
3. Водопоглинаюча природа цих матеріалів часто викликає у пацієнтів скарги про відчуття сухості після зняття відбитка.
4. Багато пацієнтів не люблять екзотермічне тепло, що виділяється під час кристалізації гіпсу.
5. Потрібен ізолюючий середник перед виготовленням моделі в лабораторії, що може спричинити неточності поверхні.
6. Здатний затікати до глотки, що загрожує проковтуванням, блювотним рефлексом, асфіксією.
7. Це жорсткий відбитковий матеріал, тож його не можна використовувати при наявності піднутрень альвеолярного відростка, конвергенції та дивергенції зубів, при захворюваннях тканин пародонта.

## **2. Відбиткова паста на основі оксиду цинку та евгенолу (ZOE)**

- Характеристика: це твердий, мукостатичний, необоротний відбитковий матеріал, який твердіє внаслідок хімічної реакції. Комбінація оксиду цинку та евгенолу широко використовується в стоматології.

- Використання:

1. Остаточний (функціональний) відбиток при повній втраті зубів.
2. Оклюзійний відбиток, реєстрація прикусу.
3. Тимчасова пломба.
4. Хірургічна пов'язка при хірургічній операції на пародонті.
5. Пломбування кореневого каналу.
6. Ізоляційна прокладка.
7. Тимчасова фіксація зубних протезів (коронки та мостоподібних протезів).

- Типи цинк-оксид-евгенольного відбиткового матеріалу:

1. I тип жорсткий.
2. II тип м'який.

Різниця між двома типами пов'язана з їх твердістю після твердіння.

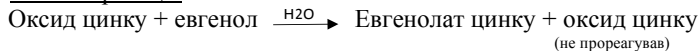
- Дозування

Зазвичай цинк-оксид-евгенольний матеріал випускається у вигляді двох паст в розбірних металевих тубах.

- Паста-основа, білого кольору, представлена оксидом цинку, змішаному з рослинною чи мінеральною олією.

- Стабілізатор, або прискорювач, або паста-каталізатор, червоного кольору, що містить евгенол або гваякол (олію гвоздики), камедь або полімеризовану каніфоль, що прискорює реакцію, наповнювачі (гальк, каолін) для збільшення міцності, пластифікатор (ланолін), прискорювач твердіння (оцтовий ангідрид, ацетат цинку або срібла, хлорид магнію або кальцію).

- Хімічна реакція



Матеріал, який кристалізувався, складається із суміші аморфної матриці евгеноляту цинку, яка утримує разом частинки оксиду цинку, що не прореагував.

- Техніка замішування:

Правильну пропорцію двох паст зазвичай отримують шляхом видавлювання двох відрізків пасти однакової довжини на планшетку для змішування (скляну пластинку або блок міцного крейдяного паперу). Для замішування використовується гнучкий шпатель. Каталізаторну пасту наносять на базу, перемішують їх широкими мазками до отримання однорідної за кольором суміші. Час змішування становить приблизно 1 хвилину.

Масу збирають, розподіляють по індивідуальній відбитковій ложці і вносять у ротову порожнину. Поверхня відбиткової ложки повинна бути сухою, бо матеріал не приєднається до мокрої поверхні. Також слід пам'ятати, що маса буде прилипати до сухої шкіри та інструментів. Тому бажано змастити губи пацієнта вазеліном. Це дозволить легко видалити надлишки відбиткової пасти.

Після застигання матеріалу відбиток виводиться з порожнини рота. Якщо відбиток не зроблений належним чином, на нього можна нанести іншу порцію свіжозамішаного матеріалу та перезнати.

Відбиток слід добре промити під проточною водою, щоб очистити від слини, зубного нальоту, крові. Далі його дезінфікують і висушують.

При виготовленні моделі не потрібно застосовувати ізолюючий середник. Відбиток можна відокремити від гіпсової моделі зануренням у гарячу воду при 60 °С на 5–6 хв.

▪ Представники: *Repin* «SpofaDental» (Чехія), *ZOE impression paste «White»* (Великобританія), *ZOE impression paste «Ругах»* (Індія), *impression paste «DPI»* (Індія), *Plastopaste* (Bosworth).



### Властивості:

1. Ці матеріали нетоксичні, але ті, що містять евгенол, можуть викликати подразнення: відчуття поколювання або печіння у пацієнта, вони залишають стійкий смак, який деякі пацієнти можуть вважати непримним. Тому була розроблена паста без евгенолу, у якій оксид цинку реагує з карбоною кислотою.

2. Відносно низька в'язкість (мукостатичний матеріал) дозволяє відтворити всі найдрібніші деталі у відбитку.

3. Стає жорстким, нееластичним після твердіння, тож не повинен використовуватися при частковій втраті зубів, наявності піднутрень, адже відбиток може зламатися, коли виводиться з ділянки піднутрення.

4. Потребує індивідуальну відбиткову ложку для зняття відбитка.

5. Має хорошу адгезію до акрилової відбиткової ложки (адгезив не потрібен).

6. Він має стабільність розмірів, незначна усадка (менше ніж 0,1 %) може виникнути під час твердіння.

7. Він не прилипає до матеріалу моделі (не потрібний ізоляційний середник при відливанні моделі).

8. Паста має властивість прилипати до шкіри, тому шкіру навколо губ слід попередньо змастити вазеліном, щоб полегшити процес очищення.

9. Відбиток можна неодноразово перевіряти в ротовій порожнині без деформації.

10. Час затвердіння матеріалу залежить від його типу:

- Тип I: Початок затвердіння = (3-6) хв, остаточний час затвердіння = 10 хв.
- Тип II: Початок затвердіння = (3-6) хв, остаточний час затвердіння = 15 хв.

### ▪ Переваги:

1. Добре адаптується до м'яких тканин, не викликаючи їх зміщення (мукостатичний), тому добре відтворює деталі протезного ложа.

2. Хороша стабільність розмірів.

3. Добре фіксується на сухій поверхні індивідуальної ложки (не потребує спеціального адгезиву).

4. Недорогий.

5. Не потребує ізоляційного середника перед відливанням моделі.
6. Його можна неодноразово перевіряти в ротовій порожнині без деформації.
7. Незначні дефекти можна виправити.
8. Він має достатньо робочого часу, щоб завершити окантовку краю відбитка.
9. Легкий у використанні.
  - Недоліки:
    1. Нееластичний матеріал і відбиток може зламатися, якщо є піднутрення.
    2. Час твердіння може змінюватися через температуру та вологість.
    3. Деякі пацієнти вважають вміст еugenolu неприємним (може викликати відчуття печіння або подразнення тканин ротової порожнини).
    4. Потрібна індивідуальна ложка для виготовлення відбитка.
    5. Шкіру навколо губ необхідно захистити вазеліном.
    6. Важко чистити інструменти.

### 3. Термопластична відбиткова маса

Термопластична відбиткова маса (impression compound) є однією із найдавніших відбиткових матеріалів. Її класифікують як нееластичний (жорсткий), гідрофобний, мукокомпресійний і оборотний термопластичний відбитковий матеріал, який твердіє від фізичної зміни. В основному він використовується для виготовлення попередніх (анатомічних) відбитків беззубих щелеп.

- Форма випуску: у вигляді пластин, паличок і конусів.
- Представники: До застарілих термопластичних матеріалів, які зараз не випускаються, відносять: *стенс*, *масу Вайнштейна* (№1, 2, 3, 4, 5), *акродент*, *ортокор*,

Сучасні термопластичні матеріали: *маса Керра* – *Kerr Impression Compound* «Kerr» (США), *Kemco Tracing sticks*, *Kemco Precision Impression Compound*, *Godiva Impression Compound* «Kemdent» (Великобританія), *Y-DENTS* «MDM Impression Composition» (Індія), *Pinnacle Impression Compound* «DPI» (Індія), *Hiflex Impression Composition* «Prevest» (Індія). *Xantugen* (Німеччина).



#### Процес твердіння

Відбиткова маса є термопластичним матеріалом, тобто вона розм'якшується при нагріванні і твердіє при охолодженні, без виникнення хімічної реакції.

- Склад:
  - Натуральна або синтетична смола (копалова смола, каніфоль) – 40 % вмісту. Забезпечує термопластичність, властивості текучості та когезії.

- Віск (бджолиний віск, карнаубський віск, парафін) – 7 %. Забезпечує термопластичність. Обумовлює температуру розм'якшення і створює гладку поверхню відбитка.

- Стеаринова кислота, шелак і гутаперча – 3 %. Діє як пластифікатор, що покращує пластичність і полегшує роботу з матеріалом (додається для подолання крихкості).

- Діатоміт, французька крейда або тальк – 50 %. Діє як наповнювач, підвищує міцність, зменшує текучість при температурі ротової порожнини, мінімізує усадку через теплове скорочення, зменшує липкість.

- Барвник – надає характерний колір.

- Типи термопластичної маси: вона класифікується на два види:

1. **Тип I** – матеріал з низьким рівнем плавлення, наприклад:

- Відбитковий компаунд (*Impression compound*): виготовляється у формі пластинок або млинців (коржів) товщиною приблизно 4-5 мм. Використовується для зняття попереднього (анатомічного) відбитка при повній втраті зубів, за допомогою стандартної відбиткової ложки. Розм'якшується на водяній бані при температурі 55-60 °C (можна розминати пальцями для отримання пластичності всього відбитка). Зберігати матеріал у воді не можна довго, щоб не вимивалися важливі компоненти (наприклад, стеаринова кислота), інакше маса стане надто липкою для маніпуляцій.

- *Stick compound*: виготовляється у формі паличок і доступний у різних кольорах: зелений, чорний, сірий, коричневий і білий. Склад цього компаунду подібний до відбиткового, однак містить більшу частку пластифікаторів. Використовується для окантовки краю індивідуальної відбиткової ложки під час її корекції. Паличку компаунду розігрівають над полум'ям пальника чи спиртової горілки і розминають (сухе розминання). Цей матеріал не можна доводити до кипіння, інакше випарується пластифікатор.

2. **Тип II** – матеріал з високим рівнем плавлення, наприклад:

- *Tray compound*: зазвичай виготовляється у формі ложки, чорного або білого кольору. Він більш жорсткий і має меншу текучість, ніж звичайний відбитковий компаунд і вимагає більш високої температури, щоб розм'якшитися (70 °C). Використовується для виготовлення індивідуальної ложки, яка необхідна для зняття функціональних відбитків. Компаунди для ложок не мають міцності та стабільності розмірів, тому їх витіснили самотверднучі пластмаси.

- Техніка роботи з матеріалом:

Відбиткову масу можна розм'якшити за допомогою водяної бані (під контролем термостата) або на відкритому вогні. Компаунд розм'якшують зануренням у водяну баню при температурі 55 °C–60 °C. Оскільки матеріал має низьку теплопровідність, час занурення повинен бути достатнім для повного розм'якшення.

Масу виймають з водяної бані та розминають пальцями з метою отримання рівномірної пластичності усього матеріалу. Надавши відповідної форми, масу накладають на відбиткову ложку (неперфоровану). Зовнішню поверхню маси, що буде дотикатися до тканин протезного ложа, можна піднести до полум'я перед внесенням в ротову порожнину.

Відбиток залишається у роті до тих пір, поки він не охолоне до температури ротової порожнини, що може зайняти кілька хвилин через його недостатню теплопровідність. Після повного затвердіння маси відбиток виймається з ротової порожнини, промивається, висушується і обрізається для відливки моделі.

Найбезпечнішим способом зняття відбитка з моделі є його занурення в теплу воду, поки маса не розм'якшиться настільки, що її можна буде легко відокремити від моделі.

▪ Властивості:

1. Це муко-компресійний, і найбільш в'язкий відбитковий матеріал (високої в'язкості), тому відтворення деталей поверхні не дуже добре. Однак відтворення можна покращити шляхом нагрівання поверхні відбиткового матеріалу після того, як зняли відбиток, та повторного накладання на протезне ложе.

2. Стає жорстким після охолодження, тому не використовується для відтворення піднутрень (використовується лише для попереднього відбитка).

3. Погана стабільність розмірів: матеріал має високе значення коефіцієнта теплового розширення і зазнає значної усадки при виведенні відбитка з рота. Через те, що відбиток є муко-компресійним – знімається під тиском, у ньому після охолодження є внутрішня напруга, що може призвести до спотворення відбитка. Тому модель слід відлити якнайшвидше – протягом 1 години.

4. Низька теплопровідність, тому потребує ретельного нагрівання на водяній бані, якій слід надати перевагу. Треба почекати певний час для того, щоб весь матеріал розм'якшився, і коли ми вводимо його в ротову порожнину пацієнта, ми повинні почекати достатньо часу, поки зовнішня і внутрішня частини відбитка стануть твердими.

5. Твердіння матеріалу відбувається внаслідок фізичної реакції, а не хімічної, тому його можна використовуватися кілька разів (для одного і того ж пацієнта) у разі помилки; неточні частини можна переробити без необхідності переробляти відбиток повністю.

▪ Переваги:

1. Сумісний із матеріалом моделі і не потребує попередньої ізоляції.

2. Можна повторно використовувати кілька разів, додавати та переробляти.

3. Не вимагає індивідуальної ложки.

4. Може використовуватися для компресійного відбитка.

5. Може використовуватися для формування замикального клапана.

6. Можна використовувати в комбінації з іншими матеріалами.

7. Відносно дешевий.

▪ Недоліки:

1. Жорсткий після затвердіння, легко деформується, тому його не можна використовувати в ділянках піднутрень.

2. Муко-компресійний матеріал (викликає зміщення м'яких тканин).

3. Не відтворює дрібні деталі поверхні через високу в'язкість та низьку текучість. Може дати точний відбиток лише за допомогою тривалої та складної техніки.

4. Складний у використанні: слід стежити, щоб маса достатньо розм'якшилася, і при цьому не втратила леткі речовини під час нагрівання або низькомолекулярний інгредієнт при тривалому зануренні у водяну баню).

5. Високий коефіцієнт теплового розширення, що призводить до зміни розмірів.
6. Необхідно залити модель протягом однієї години.
7. Хоча термопластичну масу можна повторно розм'якшити та використати, однак її не можна стерилізувати без шкоди для властивостей.
8. Низька термічна провідність.

## ЕЛАСТИЧНІ ВІДБИТКОВІ МАТЕРІАЛИ

### Гідроколоїдні маси

Першими в групі еластичних відбиткових матеріалів з'явилися гідроколоїдні маси – зворотні (1925) та незворотні (альгінатні матеріали, 1940) і останніми – еластомерні матеріали (еластомери).

Слово «колоїд» в перекладі з грецької мови значить клей. Колоїдний стан можливий для будь-яких речовин, бо це дисперсна система, у якій одна речовина (фаза) рівномірно розподілена в іншу речовину (середовище). Колоїди утворюються тоді, коли розміри частинок фази настільки малі, що двофазна система набуває стійкості, зумовленої в основному однойменними зарядами колоїдальних частинок, які виникають за рахунок адсорбції іонів з розчинів поверхнею цих частинок.

Крім рідких колоїдів (золі), існують колоїдні системи, які володіють властивостями твердого еластичного тіла у більшій чи меншій мірі. Вони називаються гелями. Процес переходу із золью гель називається желатинуванням або гелеутворенням. При желатинуванні золь переходить в гель без поділу фаз. При нагріванні зв'язок між частинками руйнується і знову утворюється рідина – золь. Ці процеси переходу з гелю в золь і назад під дією нагрівання і охолодження використовуються для отримання відбитків із гідроколоїдних матеріалів.

Якщо одні типи колоїдів висушити, то сухий залишок (фазу) можна повторно розчинити із отриманням колоїду (*зворотні колоїди*). Якщо ж не розчиняються – це *незворотні колоїди*.

Гель – система нестійка. Згодом відбувається його «старіння» і на поверхні починає виділятися рідина (середовище). Одночасно гель зменшується в об'ємі, зберігаючи колишню форму. Це явище називається *синерезисом*. Тому відбитки, отримані з гідроколоїдів, не можна зберігати, слід одразу відлити модель.

### 1. Агар

Агар є основним компонентом агарного гідроколоїдного матеріалу. Його добувають з морських водоростей. Його в основному використовують в кулінарії для приготування десертів, а також як твердий субстрат для живильного середовища в мікробіології.

#### ▪ Склад:

- Агар (8-15 %) – основна складова, гелеутворюючий компонент. Це полісахарид (сірчаний ефір лінійного полімеру галактози).
- Борати (бура, 0,2 %) – підвищують міцність.
- Сульфат калію (1-2 %) – сприяє затвердінню гіпсу, покращує якість поверхні гіпсових моделей.



- Наповнювачі – твердий віск, що підвищує міцність.
- Пластифікатор – напр. гліцерин і тимол.
- Алкілбензоат (0,1%) – стабілізатор, що збільшує термін придатності матеріалу.

- Барвники та ароматизатори.
- Вода (> 80%) – дисперсійне середовище.

▪ **Використання:**

1. Використовується для виготовлення остаточного відбитка для знімного та незнімного протезування. Виготовлення комбінованого агар-альгінатного відбитка (техніка ламінатного відбитка).

**Форма:**

- Гель в тубиках (матеріал для відбиткової ложки).
- Циліндри у скляних карпулах або картриджах (матеріал для шприца).

**Представники:**

Сучасні відбиткові матеріали на основі агару: *SuperBody Reversible Hydrocolloid 500 та 530* «Gingi Pak» (США), *Ajisai Agar Impression Material* «Omnic» (Японія), *Identic Syringable Duoloid Agar* «Cadco» (США).



2. Найчастіше використовується в наш час для дублювання моделей при виготовленні бюгельних протезів.

**Форма:** контейнери.

**Представники:** Застарілі матеріали для дублювання на основі агару: *дентакол* (росія). Сучасні матеріали для дублювання: *гелін* (росія), *S-U-Doubli-Gel* «Schuler Dental» (Німеччина).



▪ **Переваги:**

1. Висока точність відтворення деталей протезного ложа, у тому числі ділянок піднутрень.
2. Відновлюється після деформації, наприклад, при виведенні відбитка з рота до 98,8 %.
3. Є гідрофільним – добре працює у вологому середовищі.
4. Приємний на смак, тож добре переноситься пацієнтом.
5. Можна використовувати повторно (стосується дублювальних матеріалів, повторне використання відбиткових – не рекомендується).
6. Відносно дешевий.

▪ **Недоліки:**

1. Не такий текучий, як недавно розроблені матеріали.
2. Тонкі ділянки відбитка легко розриваються. Тому відбитки вимагають більшої ретракції ясен для забезпечення необхідної товщини матеріалу.

3. Можна відлити лише одну гіпсову модель.
4. Необхідне спеціальне дороговартісне обладнання для роботи з матеріалом – 3 секційна баня для розігріву гелю і відбиткова ложка з водяним охолодженням.



3 секційна баня для розігріву гелю:

Камера розрідження: кип'ятіння (100 °С) протягом 10 хвилин. Для повторно використаного матеріалу потрібні додаткові 3 хвилини.

Камера зберігання: зберігається при температурі близько 65 °С.

Камера для загартовування: загартовування при 45 °С протягом 3 хвилин після того, як матеріал помістили на відбиткову ложку.

5. Через тепло він може бути неприємним для пацієнта під час введення чи гелеутворення.

6. Потрібен затверджувач гіпсу, щоб отримати якісну поверхню моделі.

7. Стерилізація матеріалу складна, тому для відбитків його повторно не використовують.

## 2. Альгінати

Альгінатні відбиткові матеріали являють собою наповнені структуровані системи альгінату натрію.

### ▪ Склад:

· альгінат одновалентного катіону (альгінат калію або альгінат натрію, 12-15 %) – основний шжив-агент. Основним компонентом зазвичай є альгінат натрію, що представлений натрієвою сіллю альгінової кислоти;

· сульфат кальцію (8-12 %) – регулятор швидкості структурування;

· фосфат натрію (2 %) – сповільнювач реакції твердіння;

· наповнювачі (70 %) – наприклад, діатоміт, який впливає на жорсткість альгінатного матеріалу під час твердіння;

· сульфат калію або лужні фториди цинку (10 %), що поліпшують якість поверхні гіпсових моделей;

· індикатори і речовини для поліпшення органолептичних показників, що коригують смак і колір.

### ▪ Види:

1. Перша група: в'язкий 5 % водневий розчин альгінату натрію і багатокомпонентний порошок.

2. Друга група: паста і порошок, які утворювали відбитковий компаунд, що твердів при кімнатній температурі.

3. Третя група: найпоширеніші і найточніші альгінатні матеріали, які використовуються сьогодні. Вони випускаються у вигляді багатокомпонентного порошку, до якого додається вода.

▪ **Представники:** До застарілих альгінатних матеріалів, які зараз не випускаються, відносять: *стомальгін-04* «Стома» (Україна), *альгеласт*, *віколоїд* «Voko» (Німеччина), *альгіногол* «Галеніка» (Югославія), *альгінмакс*.

Сучасні альгінатні матеріали: *Ypeen* «SpofaDental» (Чехія), *Elastic Cromo* «SpofaDental» (Чехія), *Кроморан* «Lascod» (Італія), *IQ Green*, *IQ Tropical*, *IQ Chrom* «Lascod» (Італія), *Tropicalgin* «Zhermack» (Польща), *Hydrogum* «Zhermack» (Італія), *Protesil* «Vannini» (Італія), *Algistar* «Muller» (Німеччина), *Кромалгін* «Vannini Dental» (Італія), *Jeltrate* «Dentsply Sirona» (США).



▪ **Форма:** випускаються у вигляді порошку, упакованого в банки або пакети.

▪ **Використання:**

- для зняття попередніх (анатомічних) відбитків із беззубих щелеп (для виготовлення індивідуальних відбиткових ложок), у тому числі при наявності піддурень;

- при частковій втраті зубів (для одержання робочої і допоміжної гіпсових моделей).

- для виготовлення діагностичних моделей в ортодонтії.

- для відбитків обличчя в щелепно-лицевій ортопедії.

▪ **Замішування:**

Перед замішуванням альгінатного матеріалу порошок бажано розпушити (струсити). Дуже важливо дотримуватися співвідношення порошку і води при замішуванні матеріалу, яке рекомендоване виробниками. Надлишок води призводить до розмивання матеріалу ротовою рідиною, що погіршує якість відбитку, а нестача води – не дозволяє добитися гомогенного стану матеріалу.

Для отримання гомогенної маси порошок необхідно набирати мірною ложкою, не ущільнюючи його, а після цього налити всю порцію води, теж набрану міркою.

Колбу беруть у ліву руку, фіксуючи її всіма пальцями, і потім перемінними, вісіркоподібними розтиральними рухами шпателем по стінці колби замішують масу до набуття нею однорідної консистенції. Потім колбу ставлять на стіл, беруть лівою рукою відбиткову ложку, набирають масу на стоматологічний шпатель і накладають її в ложку, притискаючи шпатель до борта ложки, заповнюючи таким чином усю ложку й рівномірно розподіляючи її по всій ложці.

Поверхня матеріалу згладжується (змочується) невеликою кількістю води.

Перед введенням ложки з масою в порожнину рота пацієнт повинен сполоснути рот водою з метою видалення бульбашок повітря зі слини. Сучасні відбитки альгінатні маси в процесі полімеризації змінюють свій колір, наприклад, від бузкового до білого, що полегшує контроль за полімеризацією маси. Температура є головним фактором часу твердіння. Чим холодніша температура води, тим більше часу потрібно для застигання.

#### Твердіння.

Початкова реакція:  $2\text{Na}_3\text{PO}_4 + 3\text{CaSO}_4 \rightarrow \text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 + 3\text{Na}_2\text{SO}_4$

Реакція зі сповільнювачами для збільшення часу структуризації:

$\text{Na Alginate} + 3 \text{CaSO}_4 \rightarrow \text{Ca Alginate} + 3\text{Na}_2\text{SO}_4$

Рекомендується відливати модель відразу ж або не пізніше, ніж через 10-15 хвилин. Якщо відлити модель одразу неможливо, то відбиток необхідно накрити вологою марлею і залишити в поліетиленовому пакеті на зір-блискавці до відлиття моделі.

Дезинфекція. Гідроколоїди гідрофільні за своєю природою; тому вони розбухають, якщо їх занурити у воду або дезінфікуючий засіб. Дезінфікуючі спреї використовуються для альгінатних відбитків, але вони призводять до появи бульбашок повітря на моделі. Занурювальні дезінфікуючі засоби, такі як 1% гіпохлорит натрію або 2% глутаровий альдегід, можуть призвести до змін на 0,1%, і, отже, слід суворо дотримуватись рекомендованого часу занурення, щоб якість поверхні відбитка не погіршилася.

#### ▪ Властивості

1) Альгінатні матеріали гігроскопічні, тому їх слід зберігати щільно закритими.

2) Володіють високою еластичністю, постійна деформація менша, якщо відбиток швидко видаляється з рота.

3) Менше співвідношення води до порошку призводить до меншої гнучкості матеріалу.

4) Гарне відтворення деталей поверхні протезного ложа, однак гірше, порівняно з агаром.

5) Приємний для пацієнтів смак і запах.

6) Міцність на стиск: 5000-8000 г/см<sup>2</sup>, міцність на розрив: 350-700 г/см<sup>2</sup>.

7) Час структуривання: Тип I (характеризуються швидкою структуризацією): 1-2 хв; Тип II (нормальний час структуривання): 2-5 хв.

8) Погана стабільність розмірів.

9) Кремнезем, присутній у пилу, який піднімається з банки після розпушування порошку альгінату, становить небезпеку для здоров'я. Тому слід надавати перевагу безпилувим альгінатним матеріалам, які містять гліколь.

#### Переваги:

- висока еластичність, гарне відтворення протезного ложа;
- легкість змішування та маніпуляцій;
- не вимагає складного обладнання;
- матеріал еластичний і легко виводиться з ділянок піднутрень;
- економічний (порівняно низька вартість);
- відбиток легко знімається, має приємний смак запах, тому комфортний для пацієнта;

- можливість візуального контролю робочого часу, якщо матеріал має кольорову індикацію фаз;
- оптимальна сумісність з гіпсом, тобто утворення твердої гладенької поверхні моделі.

#### Недоліки:

- Пилоутворення.
- Низька адгезія до відбиткової ложки.
- Висока усадка з виділенням альгінової кислоти.
- Низька механічна міцність після структуризації.
- Недостатня точність при відображенні рельєфу в пришийковій ділянці.
- Необхідність негайного відливання моделей через явища синерезису.
- Складність дезінфекції.

### **ЕЛАСТОМЕРНІ ВІДБИТКОВІ МАТЕРІАЛИ**

Наймолодший клас відбиткових матеріалів у наш час – це матеріали на основі синтетичних полімерів або *еластомери*.

Вони складаються з досить великих, просторово скручених молекул, які в початковому стані відбиткового матеріалу слабо пов'язані між собою, тобто міжмолекулярні сили не дуже великі. Після затвердіння, переходу в еластичний стан, між молекулами утворюються рідкісні поперечні зв'язки або зшивання, що створюють сітчасту структуру еластомеру. Якщо матеріал такої структури піддати розтягуванню, то ланцюги макромолекул здатні витягуватися, розкручуватися, що призводить до значної деформації. Після зняття зовнішньої напруги, завдяки зшитій структурі, матеріал повертається в первісний стан – до вихідних розмірів і форми.

Клас еластомерних відбиткових матеріалів включає велику кількість типів, що відрізняються хімічним складом і властивостями.

Більшість сучасних еластомерних матеріалів випускається з різними типами в'язкості. Згідно міжнародного стандарту ISO відбиткові матеріали за в'язкістю поділяються на наступні:

Тип 0 – тістоподібної консистенції (putty),

Тип 1 – високої в'язкості (heavy body),

Тип 2 – середньої в'язкості (regular body, medium body),

Тип 3 – матеріали низької в'язкості (light body, wash body).

До еластомерів входять: полісульфідні (застаріла назва: тіоколові), силіконові і поліефірні матеріали.

Однією дуже важливою відмінністю між типами еластомерних відбиткових матеріалів є адгезив, що використовується для приклеювання відбиткового матеріалу до неперфорованої ложки. Кожен матеріал має свій власний адгезив, який не працюватиме з іншими типами матеріалу.

#### **1. Полісульфідні**

Полісульфідні матеріали, завдяки їх високій точності і відносно низькій вартості, застосовують для зняття відбитків при виготовленні мостоподібних протезів та коронок.

▪ **Форма.** Їх випускають у вигляді двох паст, основної пасти і каталізатора, забарвлених у різні кольори, які змішують безпосередньо перед зняттям відбитка. Як правило, основна паста біла, а каталізаторна – темно-коричнева або сіра. Доступні у 3 типах в'язкості:

- Light body
- Medium body
- Heavy body

▪ **Склад.** Основна паста містить полісульфідний або меркаптановий полімер (каучук), змішаний з неорганічним наповнювачем, наприклад, оксидом титану. Каталізатором виступає окислювач, найчастіше оксид свинцю. До складу коричневої пасти також входить «масляниста» органічна речовина, яка не реагує, та невеликий відсоток сірки, оскільки вона сприяє реакції полімеризації.

▪ **Твердіння.** Полісульфідні матеріали твердіють внаслідок реакції **конденсаційної полімеризації**. Це та сама хімічна реакція, яка об'єднує молекули біополімерів.

Функціональними групами полісульфідного відбиткового матеріалу є меркаптанові групи (атоми сірки та водню) та кисень із оксиду свинцю.

Найпоширенішим побічним продуктом реакції є вода. Навіть назва «конденсаційна» полімеризація походить від виробництва води. А все тому, що у типовій реакції конденсації атом водню та гідроксильна група (ОН) беруться з мономерів і поєднуються з утворенням води (H<sub>2</sub>O).

Реакція полімеризації починається, коли починається змішування, і протікає повільно. Низькомолекулярний полісульфідний полімер має меркаптанові групи (-SH) на кінці коротких полімерних ланцюгів і у вигляді підвісних груп, що звисають із середини ланцюгів.



Два атоми водню з двох різних коротких полімерних ланцюгів реагують з киснем (з оксиду свинцю), утворюючи воду. Сірка діє як каталізатор і допомагає з'єднати два атоми сірки разом, з'єднуючи два полімерні ланцюги.

Ця ж реакція подовжує полімерні ланцюги та зшиває ланцюги.

▪ **Представники:** До застарілих тіоколових матеріалів, які зараз не випускаються, відносять: *Пліодент*.

Сучасні полісульфідні матеріали: *Permlastic™* «Kerr» (США), *COE-FLEX* «GC» (США), *OMNIFLEX* «GC» (США).



▪ **Використання:**

• Полісульфідний відбитковий матеріал часто використовується з індивідуальними ложками для підвищення точності відбитка.

- Для відбитків під незнімні конструкції зубних протезів використовують матеріал низької в'язкості (light body) – на відпрепаровані зуби, та високої в'язкості (heavy body) – у відбиткову ложку.

- Матеріали низької та середньої в'язкості використовуються для відбитків при повній втраті зубів.

- Замішування:

Дві пасти розподіляються однаковою довжиною на паперову змішувальну пластину. Для змішування двох паст використовується шпатель для відбиткового матеріалу.

Пасти перемішуються до отримання однорідної пасти. Змішування може тривати від 30 до 90 с залежно від кількості та в'язкості матеріалу. Змішаний матеріал поміщають у відбиткову ложку і вносять у ротову порожнину у вигляді в'язкої пасти.

- Властивості:

1) Час твердіння – 5-8 хв.

Час роботи та твердіння полісульфідних відбиткових матеріалів значно прискорюється під дією тепла і вологи. Більш холодний клімат збільшує час полімеризації. Крапля води прискорює реакцію твердіння.

2) Чудове відтворення деталей. Полісульфідні відбиткові матеріали набагато точніші за альгінатні, однак не такі точні, як інші еластомери.

3) Стабільність розмірів

Усадка при затвердінні – 0,45 % через продовження реакції.

Можлива усадка через втрату побічного продукту (води).

4) Постійна деформація (3-5 %) – найвища серед еластомерів.

Відбиток слід відлити протягом кількох годин після змішування.

5) Висока міцність на розрив – 7000 г/см<sup>2</sup>

6) Хороша гнучкість 7 %, дозволяє еластичне відновлення матеріалу.

7) Гідрофобний матеріал – тканини протезного ложа мають бути ретельно висушені перед зняттям відбитка.

8) Для отримання оптимальних результатів рекомендуються використовувати індивідуальні ложки.

- Переваги:

- тривалий час роботи;
- перевірена точність;
- висока стійкість до розриву;
- недорогий;
- відносно менш гідрофобний;
- більший термін зберігання.

- Недоліки:

- необхідно негайно відлити модель.
- можливість значного спотворення. - неприємний запах і смак.
- забруднюють одяг.
- можна відлити лише одну модель.

## 1. Силікони

### Конденсаційні силікони (С-силікони, полісилоксани)

Конденсаційні силікони (полідиметилсилоксани або силікони першого покоління) вперше були представлені для стоматологічного застосування в 1950-х роках. Вони широко застосовують для зняття відбитків при виготовленні коронок і мостоподібних протезів, ідеально підходять для поодиноких вкладок.

▪ **Форма.** Випускають ці матеріали у вигляді двох паст або в комплекті «основна паста-каталізаторна рідина» 4-х вихідних рівнів в'язкості (extra-low, low, medium, putty). Матеріали середньої в'язкості випускаються в тубах (як основа, так і каталізатор), putty – у банках, а light body та wash body – у шприцах.

▪ **Склад:**

Вони складаються з основної молекули диметилсилоксану (силіконового полімеру) з оксидами металів і порошками кремнезему, доданими для збільшення щільності. Ці речовини реагують при додаванні рідкого або пастоподібного активатора. Найпоширенішим активатором є октоат олова (II).

Основна паста:

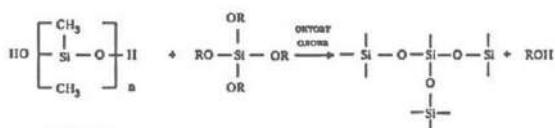
- Полідиметилсилоксан (кінцеві гідроксильні групи).
- Колоїдний кремнезем або мікророзмірний наповнювач з оксиду металу:
- тістоподібної консистенції – 60-70 %
- середньої в'язкості – 35-75 %
- низької в'язкості – 5-15 %
- кольорові пігменти.

Паста-каталізатор:

- алкілсилікат (орто етилсилікат);
- октоат олова;
- інертний наповнювач.

▪ **Твердіння**

Під час реакції конденсації виділяються леткі речовини (спирти). Усі відповідні реакції відбуваються при температурі навколишнього середовища, і з цієї причини конденсаційні силікони часто називають силіконами RTV (room temperature vulcanisation).



Основна паста (Гідроксильмісний полідиметилсилоксан)	Каталізаторна паста чи рідина (ортоалкілсилікат)	Еластичний відбиток (силоксановий еластомер)	Побічний продукт (спирт)
--	--	--	--------------------------------

▪ **Замішування**

Їх потрібно змішувати вручну або металевим шпателем у випадку низької в'язкості матеріалу. Час змішування та роботи, як правило, короткий, тому потрібен певний досвід, щоб правильно обробити матеріал у задані часові рамки. Також можна користуватися системами автоматичного змішування, наприклад,



одноразовими інтраоральними шприцами, автоматичними змішувачами та дозаторами з приєднаними картриджами.

Час реакції прямо пропорційний температурі навколишнього середовища: реакція відбувається швидше в теплих приміщеннях і повільніше в холодних.

▪ Властивості

Силіконові конденсаційні матеріали не бруднять руки і одяг. Це зручні, приємні в роботі матеріали. Мають високу еластичність.

Вони першими дозволили ввести в клінічну практику методику зняття багат шарових відбитків: високов'язким матеріалом одержують основу двошарового відбитка і низьков'язким – проводять коригування або уточнення. Така методика підвищує точність всього силіконового відбитка та іноді робить необов'язковим застосування відбиткових ложок.

До недоліків цих матеріалів відноситься їх нездатність підтримувати високу точність при зберіганні через виділення побічних продуктів в процесі реакції поліконденсації. Тому модель по відбитках з поліконденсаційних силіконів слід відливати не пізніше, ніж через 1 год після зняття відбитка.

Конденсаційні силікони мають підвищену гідрофобність, тому для зняття відбитка слід підтримувати максимальну сухість поверхонь. Через гідрофобність по силіконовому відбитку важко отримати високоякісну модель.

▪ Переваги:

- Хороша точність відтворення.
- Зручний робочий час та час твердіння.
- Приємний запах, смак і відсутність плям.
- Хороша міцність на розрив
- Чудові еластичні властивості при знятті.
- Менше спотворень при виведенні відбитка.

▪ Недоліки:

- Гідрофобність.
- Необхідність негайно відлити модель.
- Погана стабільність розмірів через побічні продукти реакції.
- Можливість значного спотворення.
- Відносно дорога вартість.

▪ Показання:

- Незнімне протезування: коронки, мостоподібні протези, імпланти.

Представники:

*Oxasil* «Heraeus Kulzer» (Німеччина), *Stomaflex* «SpofaDental» (Чехія), *Protesil* «Vannini Dental» (Італія), *Silaxil* «Lascod» (Італія), *Zeta Plus* «Zhermack» (Італія), *SPEEDDEX* «Coltene Whaledent AG» (Швейцарія), *Consiflex* «Latus» (Україна), *BONASIL* «DMP» (Греція), *Optosil Comfort* «Heraeus Kulzer» (Німеччина), *Olisil* «Olident» (Польща).



- Виготовлення силіконових ключів, дублювання (зуботехнічні С-силікони).

Представники:

*ТІТАНІУМ*, *Zetalabor* «Zhermack» (Італія), *Ergasil* «Lascod» (Італія), *Perfit* «Huge» (Китай).



**Адитивні силікони (А-силікони, полівінілсилоксани)**

Адитивні силікони (полівінілсилоксани або силікони другого покоління) були розроблені на початку 1980-х років. Вони відрізняються від конденсаційних варіантів тим, що процес вулканізації, який утворює полімер, запускається додаванням каталізатора. Процес є результатом зшивання між вініловими групами полімеру та силановими групами, активованими каталізатором із платинової солі (хлороплатиновою кислотою).

На відміну від реакції конденсації, реакція приєднання силіконів не утворює побічних продуктів. Таким чином, стабільність розмірів набагато більша, ніж у випадку конденсаційних полісульфідів і силіконів, які схильні до синерезису побічних продуктів реакції. Техніка зняття відбитків ідентична техніці, що використовується для конденсаційних силіконів.

- Форма. Доступні у всіх консистенціях (extra-low, low, medium, heavy, та putty). Випускаються у вигляді 2 компонентної пасти: основи (бази) і прискорювача (каталізатора).

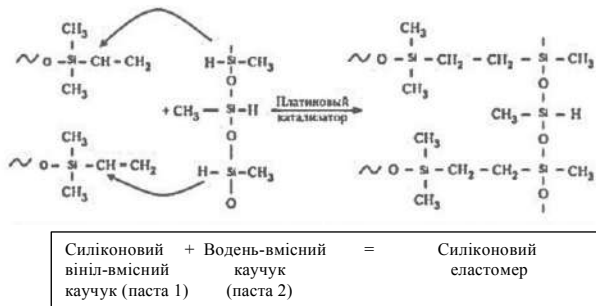
- Склад:

База містить: полісилоксановий полімер із кінцевими гідроксильними групами – піддається зшиванню, наповнювачі, які контролюють в'язкість.

Прискорювач містить:

- Дивінілполісилоксанові преполімери – зшиваючі агенти.
- Хлороплатинову кислоту – каталізатор.
- Паладій – поглинач водню.
- Наповнювачі (putty – 60-70 %, medium – 35-75 %, low – 5-15 %).
- Твердіння.

Основна паста, що містить молекули з гідросилоном, реагує з пастою-прискорювачем, що містить силоксанові олігомери з вініловими кінцевими групами та платиновий каталізатор. Хоча побічний продукт не утворюється, вторинна реакція призводить до утворення газоподібного водню. Тому рекомендується почекати принаймні 30 хвилин, перш ніж заливати модель.



#### ▪ Замішування

Змішування та обробка полівінілсилоксанів є надзвичайно простим процесом, на відміну від приготування конденсаційних силіконів. Останніми роками спостерігається зростання попиту на ергономічні рішення, такі як картриджі для автоматичного змішування (з ручним керуванням за допомогою дозатора) та автоматичні системи змішування (з електричним приводом), які створюють однорідну суміш без бульбашок із ідеальними пропорціями, у результаті чого отримуємо відбиток кращої якості при меншій кількості зусиль від стоматолога.



Пістолет-диспенсер 3M Garant (3M ESPE, США)

#### ▪ Переваги:

- 1) Відмінна стабільність розмірів, навіть через 3 тижні після зняття відбитка.
- 2) Пружне відновлення є найкращим з усіх еластомерів.
- 3) Велика точність.
- 4) Тиксотропність – здатність ставати більш текучим під час застосування тиску. Завдяки цій властивості менш щільні матеріали можуть легко проникати в ясенну борозну і фіксувати деталі з більшою точністю.
- 5) Короткий час полімеризації.
- 6) Хороша стійкість до розриву.
- 7) Відмінна адгезія між шарами і з ложкою;
- 8) Доступне автозмішування.

- 9) Гідрофілізований силікон має хорошу сумісність з гіпсом.
- 10) Можна відливати модель кілька разів без зменшення якості.
- 11) Приємний запах і смак.

▪ Недоліки:

- Гідрофобний – тканини протезного ложа мають бути сухими, щоб запобігти неточностям відбитка. Однак, на сьогодні вже створені А-силікони з гідрофільним складом.

- Сірка, яка міститься в латексних рукавичках і кофердамі, може перешкоджати полімеризації основи та каталізатора.

- Газоподібний водень може призвести до утворення пор у моделі.

- Дорога вартість.

▪ Показання:

- Незнімне протезування: коронки, мостоподібні протези, імпланти.
- Щелепно-лицеве протезування.

Представники:

*SILAGUM*, *Honigum Pro* «DMG» (Німеччина), *Elite HD+*, *Hydrorise* «Zhermack» (Італія), *Vonflex S* «Vericom» (Південна Корея), *I-Sil* «SPIDENT» (Південна Корея), *Bonasil A+* «DMP» (Греція), *Panasil* «Kettenbach» (Німеччина), *PRESTIGE* «VANNINI DENTAL» (Італія).



- Реєстрація прикусу.

Представники:

*Futar* «Kettenbach» (Німеччина), *O-Bite* «DMG» (Німеччина), *Occlufast* «Zhermack» (Італія), *Oklurest* «Lascod» (Італія), *Regidur* «Bisico» (Німеччина), *Vitasil Bite* «Medavita» (Литва), *Vonflex S™ Bite Normal* «Vericom» (Південна Корея), *Ghenesyl* «Lascod» (Італія).



- Дублювання моделей (зуботехнічний А-силікон).

Представники:

*Platinum 95*, *Elite Double* «Zhermack» (Італія), *Verasil* «CEROS» (Італія), *AD-Special* «Feguramed, (Німеччина).



### Показання

- Незнімне протезування (коронки та мостоподібні протези, особливо при декількох відпрепарованих зубах).
- Імплантати.
- Корекція індивідуальної ложки методом окантовки при виготовленні повних протезів.
- Непряме виготовлення вкладок (inlay, onlay).
- Поліефірний матеріал можна використовувати як коригуючий шар відбитків, оскільки його можна додати до затверділого матеріалу.
- Властивості.

Поліефірні матеріали за властивостями схожі на адитивні силікони. Поліефіри дуже точні, їх усадка за 24 год становить 0,3%, поступаючись в цьому тільки деяким маркам адитивних силіконів. Текучість поліефірів невисока, а жорсткість значна.

З ними приємно працювати, вони легко змішуються, більш точні, порівнюючи з полісульфідами і конденсаційними силіконами. Вони дають хорошу відтворюваність мікрорельєфу на самому відбитку і відлитій по ньому моделі. Якщо дотримуватися сухих умов при зберіганні поліефірного відбитка, його розміри залишаються стабільними протягом тижня. Недоліками є висока жорсткість, короткий робочий час і висока жорсткість після затвердіння.

#### ▪ Переваги:

- Гідрофільний.
- Точна і висока стабільність розмірів – дає можливість відстрочити відливання моделі.
- Можливе багаторазове відливання моделі.
- Добре еластичне відновлення.
- Хороша сумісність з гіпсом
- Хороший термін зберігання.
- Його можна використовувати як однофазний матеріал або з технікою syringe tray.
- Зручні в роботі.

#### ▪ Недоліки:

- Найбільш жорсткий з усіх еластомерів, що ускладнює його виведення з ділянок піднутрень (новіші поліефіри трохи гнучкіші).
- Може викликати алергію через ефіри сульфенової кислоти.
- Відбиток не можна занурювати в дезінфікуючий засіб більше ніж на 10 хвилин, оскільки він є гідрофільним. Оскільки він вбирає воду, його не слід зберігати з альгінатними відбитками.

#### ▪ Представники:

*Impregum* «3M ESPE» (США), *Monophase polyether impression material* «3M-ESPE» (США), *3M Permaplyne* «3M-ESPE» (США), *EXA lence* «GC» (США).



#### ▪ Системи змішування для еластомерів

Сьогодні доступні 3 типи систем для ретельного змішування каталізатора та основи:

1. Статична система змішування.
2. Автоматична система змішування.
3. Система динамічного механічного змішування.

#### Статична система змішування

Відбитковий матеріал випускається у вигляді пасти у тубах. Рівну довжину каталізатора та базової пасти розподіляють на паперову планшечку. Початкове замішування виконується круговими рухами. Остаточне замішування виконується широкими рухами шпателя. Кінцева суміш повинна бути однорідною. Приблизний час замішування – 45 секунд. Можна замішувати: усі 4 типи



еластомерів.

#### Автоматична система змішування

Основа і каталізатор знаходяться в окремих циліндрах пластикового картриджа. Картридж поміщається в змішувальний пістолет, що містить 2 плунжера. Рівні кількості основи та каталізатора пропускають через статичний змішувальний наконечник. Наконечник містить нерухому внутрішню пластикову спіраль, щоб замішати обидва компоненти та отримати однорідну суміш на кінці наконечника. Першу частину суміші видавлюють для однорідної консистенції. Змішаний матеріал можна наносити безпосередньо у відбиткову ложку. Насадку для внутрішньоротового нанесення матеріалу можна розмістити на кінці статичного змішувача. Матеріал, що залишився у наконечнику, втрачається (1-2 мл), однак це у 3-4 рази менше відходів порівняно з ручним змішуванням.



Можна замішувати: силікони (як адитивні, так і конденсаційні) та поліефіри.

#### Система динамічного механічного змішування

Новітня система. Каталізатор і основа поставляються у великих пластикових пакетах, розміщених у картриджі. Картридж вставляється у верхню частину змішувальної машини. Спереду встановлено новий пластиковий наконечник для змішування.

Після натискання кнопки паралельні поршні натискають на поліетиленові пакети, таким чином відкриваючи пакет. Матеріал нагнітається в наконечник динамічного змішувача. Наконечник змішувача відрізняється від наконечника автоматичного змішування (внутрішня спіраль приводиться в рух двигуном, тобто вона обертається зі швидкістю). Змішування здійснюється шляхом обертання та за рахунок руху матеріалу вперед по спіралі.

Можна замішувати: високов'язкі матеріали (поліефіри і адитивні силікони).

Перевагами є простота використання, швидкість і ретельність змішування. Недоліком є вартість системи. Трохи більше матеріалу залишається у наконечнику, порівняно з автоматичним змішуванням, але все одно менше, ніж при ручному змішуванні.



Міксер для автоматичного замішування відбиткових матеріалів Sympress (Zhermack, Італія)

### Матеріали для виготовлення моделей

**Модель** – це позитивне відображення тканин протезного ложа, що відливається з відбитку.

#### Види моделей:

1. **Діагностична модель** (a study model) використовується для планування лікування та спостереження за прогресом лікування.

2. **Гіпсова модель** (a cast) – це та, на якій виготовляють непряму реставрацію, знімний протез чи ортодонтичний апарат. Вона є точнішою, ніж діагностична, і є копією більш ніж одного зуба, наприклад квадранта або повної зубної дуги. Вона може бути з дефектами зубного ряду або з повною втратою зубів, може бути робочою (на якій моделюють зубний протез) та допоміжною (модель протилежної щелепи).

3. Штампик (a die) є робочою моделлю одного зуба, переважно це знімна частина гіпсової розбірної моделі.



### Гіпс

Гіпс у якості відбиткового матеріалу почали використовувати ще у XIX столітті. До сьогодні він посідає чинне місце у практиці зубного протезування для виготовлення моделей.

В ортопедичній стоматології використовується гіпс, що пройшов спеціальну термічну обробку і перетворився на кальцію дигідросульфат ( $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ). Для цього шматки природного гіпсу випалюють у спеціальній печі, подрібнюють у млинах на тонкий порошок і пропускають через сито з отворами певного діаметра (900 – 1600 отворів на  $1 \text{ cm}^2$ ). Чим менші частинки гіпсу, тим більша їхня поверхня, а отже, тим швидше і повніше вони взаємодіють з водою.

Залежно від умов термічної обробки отримують гіпс з різними якісними особливостями. Виділяють два способи отримання зуботехнічного гіпсу:

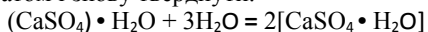
- в автоклаві при підвищеному тиску;



- в умовах нормального атмосферного тиску.

При автоклавуванні подрібнений гіпс розміщують в автоклаві і нагрівають до температури 124 °С при тиску 1,3 атм. протягом 6 год. Більша частина гіпсу поступово втрачає воду і він стає *напівводневим*. За умови подальшого висушування за температури 120 °С протягом 2–2,5 год гіпс набуває всіх необхідних якостей і стає твердішим (щільність – 2,76 г/см<sup>3</sup>, міцність при стисненні через годину після твердіння – 100 кгс/см<sup>2</sup>).

У разі застосування відкритого способу отримання напівводневого гіпсу розмелений гіпс розміщують у котлі і підігрівають до температури 165–170 °С і витримують протягом 10–12 год. Далі його просіюють через сита (1600 або 4900 отворів на 1 см<sup>2</sup>). Такий гіпс при змішуванні з водою має здатність її приєднувати, знову ставати дигідратом і знову тверднути:



Напівводневий

Дводневий

Ця реакція має екзотермічний характер. Згідно з колоїдною теорією (*А.І. Байкова*) процес тужавлення, або твердіння гіпсу пояснюється тим, що напівводневий гіпс має у 5 разів більшу розчинність у воді, ніж дводневий, і при досягненні повного насичення розчину випадає в осад у вигляді гелю, який кристалізується і переходить у твердий стан.

Швидкість твердіння гіпсу можна збільшити або зменшити шляхом впливу на процес гідратації і кристалізації гіпсу. Хід цього процесу можна регулювати шляхом зміни ступеня подрібнення порошку, температурного режиму, процедури отримання суміші, за допомогою додавання спеціальних добавок.

*Ступінь подрібнення порошку.* Більш подрібнений гіпсовий порошок швидше розчиняється у воді, що призводить до швидшої і більш рівномірної кристалізації гіпсової маси, яка у результаті виходить твердішою. Високоподрібнений гіпсовий порошок отримують просіюванням через сита з 4900 отворами на 1 см<sup>2</sup>.

*Вплив температури.* Прискорення тужавлення гіпсу відбувається при підвищенні температури суміші до 30–37 °С. Подальше підвищення температури на швидкість кристалізації не впливає (до 50 °С). А в разі підвищення температури понад 50 °С швидкість кристалізації знижується, до 100 °С – реакція взагалі не відбувається.

*Розмішування суміші.* Суміш гіпсу з водою має бути однорідною, чого можна досягти ретельним розмішуванням маси. Через недостатнє розмішування частинки гіпсу можуть нерівномірно змочуватися водою, що призводить до хаотичного процесу кристалізації. Чим енергійніше і ретельніше розмішувати суміш, тим кристалізація відбувається швидше і рівномірніше, а після повної кристалізації гіпс стає твердішим.

*Вплив різних добавок.* У суміш гіпсу з водою можна вводити добавки, які прискорюють або сповільнюють реакцію кристалізації гіпсу. Кристалізацію прискорюють натрію хлорид (NaCl), калію хлорид (KCl), калію сульфат (K<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>), натрію сульфат (Na<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>), калію нітрати та інші речовини. Найчастіше використовують сіль (натрію хлорид), яку додають у воду в кількості 2,5–3 % від її маси і до повного розчинення.

Найпоширенішим уповільнювачем швидкості реакції кристалізації гіпсу є натрію тетраборат або бора ( $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10 \text{H}_2\text{O}$ ); столярний клей; цукор ( $\text{C}_{12}\text{H}_{22}\text{O}_{11}$ ); 6 % етиловий спирт ( $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$ ). Каталізатори й інгібітори можна додавати або в порошок гіпсу, або у воду.

Гіпси регулюються стандартом ISO 6873:2013, який класифікує різні категорії гіпсу та визначає вимоги до стоматологічних виробів на основі гіпсу. Розрізняють:

I тип – гіпс для зняття відбитків (impression plaster, plaster of Paris). Даний тип складається з природного гіпсу тонкого помелу з видаленням усіх домішок. Він порівняно «м'який», застосовується для зняття відбитків та фіксації центральної оклюзії.

II тип – стоматологічні гіпси (dental plaster). Даний тип чудово підходить для виготовлення навчальних моделей та моделей для встановлення в артикулятор, а також для використання як наповнювача в опоках.

Представники: *Гіпс медичний тун 2 «Основа»* (Україна), *Dental Plaster Type II (Saint-Gobain Formula)*, *Dental Plaster Type II (TST)*, *Shruti Gold dental plaster of paris Type-II «Shruti»* (Індія), *Molda-arti*, *Moldabaster*, *S Moldafix*, *ОСТА-АРТИ*, *ОСТА-ВАСТЕР*, *ОСТА-FLX тун 2 «Heraeus Kulzer»* (Німеччина).



III тип – супер гіпс середньої міцності (dental stone), що призначений для виготовлення моделей для повних знімних протезів, у якості бази для виготовлення розбірних моделей при виготовленні коронок і мостоподібних протезів, їх гіпсування в артикулятор, пакування воскових репродукцій протезів у кювету.

Представники: *Гіпс високої міцності для моделей тун 3 «Основа»* (Україна), *Selenite тун 3 «DiDent»* (Україна), *Laterock Model 3 тун «Latus»* (Україна), *Hiro Stone Plus «Mutsumi»* (Японія), *Alpenex «Effy»* (Україна), *Moldano*, *Moldadur*, *ОСТА-DUR*, *ОСТА-MOL 3 клас «Heraeus Kulzer»* (Німеччина), *Advastone «GC»* (Японія).



IV тип – удосконалений супер гіпс (improved stone, die stone, надміцний гіпс), що характеризується високою міцністю і використовується для виготовлення моделей, які повинні зберігати деталі відбитка протягом тривалого періоду часу. Переважно його використовують в розбірних моделях для штампиків при

виготовленні незнімних і комбінованих протезів. Це промислово синтезований, штучний гіпс.

Представники: *T-Rock Premium* (T-dent), *Hiro Hard Stone 4 клас* «Mutsumi» (Японія), *Singletypo4 Golden Brown, клас 4* «Lascod» (Італія), *ELITE ROCK, 4 клас*, «Zhermack» (Італія), *Dental Gypsum min 4* «BMS Dental» (Італія), *Convertin hart IV клас* «Sprofa», (Чехія), *FUJIROCK EP IV клас* «GC» (Японія).



V тип – Особливо твердий синтетичний супер гіпс (high strength/high expansion stone). Найновіший клас гіпсу, що має підвищену поверхневу міцність, високе розширення для компенсації високого скорочення деяких відбиткових матеріалів. Він ідеально підходить для всіх робочих моделей, основних і секційних моделей, для виготовлення ортодонтичних пристроїв, повних і часткових протезів, вкладок, коронок, мостоподібних протезів з опорою на імплантатах, включаючи моделі для CAD/CAM технології.

Представники: *Edo Premium Stone* «Mutsumi», (Японія), *Hard Rock* «WHIP MIX» (США)



Вакуумний змішувач Vortex Vacuum Mixer DS-800 (Denstar, Південна Корея)

Для покращення якості моделей супергіпсу замішують за допомогою гіпсових змішувачів, що працюють в автоматичному режимі. Перемішування відбувається у вакуумі, що дозволяє одержати матеріал, вільний від повітряних бульбашок. Є можливість вибору часу. Після перемішування середина приладу може автоматично очищатися.

Відбитки, форми для цоколів заповнюються гіпсом на вібростоліках. Це запобігає появі пор і раковин у моделі.



Зуботехнічний вібростолік Denstar DS-510 (Denstar, Південна Корея)

## Висновки.

Знання показань до використання різних відбиткових матеріалів та допоміжних матеріалів, а також розуміння різниці їх структурного складу, допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з пластмасами, які використовуються в ортопедичній стоматології, їх властивостями та сферами застосування.

## 7. Матеріали для активізації студентів під час викладання лекції

### **Запитання:**

1. Визначення відбитка, моделі, відбиткового матеріалу.
2. Класифікація відбиткових матеріалів.
3. Фізико-механічні властивості відбиткових матеріалів.
4. Вимоги до відбиткових матеріалів.
5. Характеристика нееластичних відбиткових матеріалів, їх застосування.
6. Характеристика гідроколоїдних відбиткових матеріалів, їх застосування.
7. Характеристика еластомерів, їх застосування.
8. Поняття про моделі. Види моделей.

### **Тестові завдання:**

#### **1. Тиксотропність – це властивість відбиткових матеріалів:**

- A. збільшувати пластичність та еластичність;
- B. збільшувати текучість під тиском;
- C. утворювати поперечні зв'язки між лінійними макромолекулами;
- D. збільшувати текучість у вологому середовищі;
- E. заповнювати усі елементи рельєфу протезного ложа.

(Правильна відповідь: B)

#### **2. Гідрофобність відбиткових матеріалів – це:**

- A. висока текучість під тиском;
- B. хороша текучість у вологому середовищі;
- C. погана текучість у вологому середовищі;
- D. погана пластичність матеріалу;
- E. хороша еластичність матеріалу.

(Правильна відповідь: C)

#### **3. До твердокристалічних відбиткових мас належить:**

- A. Speedex;
- B. Ypeen;
- C. Impression Compound;
- D. Agar;
- E. Plaster of Paris.

(Правильна відповідь: E)

#### **8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції:**

1. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
2. Король МД, редактор. Стоматологічне матеріалознавство. Полтава: ФОП Мирон І.А.; 2018. 176 с.
3. Рожко ММ, Неспрядько ВП, редактори. Зубопротезна техніка: підруч. для студ. стомат. ф-тів ВНЗ МОЗ України. Вид. 3-є. Київ : Книга-плюс; 2016. 603 с.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА, Голік ВП, Громов ОВ, Дворник ВМ, та ін. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. 2-е видання. Київ: Медицина; 2020. 328 с.

5. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВМНЗ І-ІІ р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.
6. Ghahremanloo A, Seifi M, Ghanbarzade J, Abrisham SM, Javan RA. Effect of Polyvinyl Siloxane Viscosity on Accuracy of Dental Implant Impressions. J Dent (Tehran). 2017; 14(1): 40-47.
7. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. J Prosthodont. 2011; 20(2): 153-60.
8. Nassar U, Aziz T, Flores-Mir C. Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: a systematic review. J Prosthet Dent. 2011 Aug; 106(2): 126-33.
9. O'Brien WJ, editor. Dental Materials and Their Selection. 2th ed. Quintessence Pub Co; 2009. 425 p.
10. Papadiochos I, Papadiochou S, Emmanouil I. The Historical Evolution of Dental Impression Materials. J Hist Dent. 2017; 65(2):79-89.
11. Shen C, Rawls RH, Esquivel-Upshaw JF, editors. Phillips' Science of Dental Materials. 13th ed. Saunders; 2021. 448 p.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції:** *«Стоматологічні матеріали на основі полімерів. Склад та структура акрилової пластмаси. Властивості пластмас (біосумісність, розмірна стабільність та міцність, механічні та фізичні властивості). Полімерні базисні матеріали. Полімерні матеріали для штучних зубів»*

*Основні питання:*

- основні компоненти пластичних мас.
- характеристика базисних матеріалів.
- характеристика пластмас для незнімного протезування.
- характеристика пластмас для виготовлення індивідуальних ложок, ремонту протезів тощо.
- характеристика груп еластичних пластмас.
- характеристика термопластів.
- способи полімеризації пластмас

*Література:*

1. Король МД, Оджубейська ОД, Король ДМ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, Рамусь МО, та ін. Стоматологічне матеріалознавство. Під заг. Ред. Короля МД. Полтава: ФОП Мирон І.А.; 2018. 176 с.
2. Нідзельський МЯ, Шиян ЄГ, Давиденко ГМ, та ін. Кросворди з ортопедичної стоматології. Полтава; 2008. 225 с.
3. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 171-182.

4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник, за ред. П.С. Фліса. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 185-202.
5. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Видавництво Київ: «Книга плюс»; 2006. 142-187.
6. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Видавництво Київ: «Книга плюс»; 2008. 125-138.

**Лекція №3:** *Стоматологічні матеріали на основі полімерів. Склад та структура акрилової пластмаси. Властивості пластмас (біосумісність, розмірна стабільність та міцність, механічні та фізичні властивості). Полімерні базисні матеріали. Полімерні матеріали для штучних зубів*

**Тривалість:** 2 години.

### 1. Науково-методичне обґрунтування теми

Велику групу матеріалів, які застосовують в ортопедичній стоматології, складають полімерні матеріали - пластмаси. Їх використовують для виготовлення базисів знімних протезів, щелепно-лицевих і ортодонтичних апаратів, різних шин, штучних зубів, облицювання металевих частин протезів, коронок та ін.

Пластмаси, які застосовуються в ортопедичній стоматології хімічно стійкі, легкі та міцні, технологічні, не шкідливі для організму людини, володіють високими косметичними якостями, монолітно з'єднуються з штучними зубами з пластмаси.

### 2. Навчальні цілі лекції

*Ознайомлення студентів з пластмасами для виготовлення ортопедичних конструкцій (α= I).*

*Знати: (α = II)*

- класифікацію пластмас;
- пластмаси для виготовлення знімних протезів;
- пластмаси для виготовлення незнімних протезів;
- пластмаси для виготовлення індивідуальних ложок;
- способи полімеризації пластмас.

*Вміти: (α = III)*

- підібрати пластмасу для вибраної конструкції;
- обґрунтувати вибрану пластмасу;
- вибрати метод полімеризації пластмаси.

*Оволодіти навичками:*

- підбір відбиткової ложки;
- отримання анатомічного відбитка;
- отримання функціонального відбитка;
- оцінка якості відбитка

### 3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)

Звернути увагу студентів на значення пластмас у ортопедичній стоматології при виготовленні зубних протезів. Розвинути почуття їх відповідальності за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій.

Обґрунтоване використання спектру методів психотерапевтичного та емоційного впливу на особистість пацієнта при підготовці його до ортопедичного лікування.

Формування у студентів почуття професійної відповідальності за результати проведених ортопедичних утручань.

Розвиток почуття пріоритетності вітчизняної стоматологічної школи при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

Привернути увагу про значення зубощелепного апарату у ортопедичній стоматології.

Розвинути почуття відповідальності за правильність дій на етапах обстеження зубощелепного апарату та виявлення особливостей будови для вибору тактики лікувального процесу.

#### 4. Міждисциплінарна інтеграція:

Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Анатомія	Анатомія зубощелепного апарату	Дати характеристику зубних рядів та зубів, жувальних м'язів, суглоба
2. Фізіологія	Стан відносного фізіологічного спокою	Визначити тонус жувальної мускулатури
3. Фізика	Фізико-механічні властивості пластмас	
4. Хімія	Хімічний склад пластмас	
<b>Наступні:</b>		
1. Медична психологія та деонтологія	Характеристику психоемоційних категорій ортопедичних хворих.	Адекватно поводитися з різними категоріями пацієнтів
2. Внутрішні хвороби.	Алергологічний і токсичний стоматит.	Проводити необхідні маніпуляції першої медичної допомоги.
3. Ортопедична стоматологія	Вплив пластмас на слизову оболонку порожнини рота та організм в цілому.	Проводити алергологічні проби.
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
1. Незнімне протезування	Особливості виготовлення незнімних протезів	Вибрати і користуватися пластмасами на етапах виготовлення <u>незнімних протезів</u> .
2. Знімне протезування	Особливості виготовлення знімних протезів	Вибрати і користуватися пластмасами на етапах виготовлення знімних



3.Зубопротезна техніка	Пластмаси для виготовлення незнімних і знімних конструкцій склад, властивості, застосування.	Вибрати і користуватися пластмасами на етапах виготовлення незнімних і знімних протезів.
------------------------	--	--

### 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b>Підготовчий етап</b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b>Основний етап</b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Основні компоненти пластичних мас. 2. Характеристика базисних матеріалів. 3. Характеристика пластмас для незнімного протезування. 4. Характеристика пластмас для виготовлення індивідуальних ложок, ремонту протезів тощо. 5. Характеристика груп еластичних пластмас. 6. Характеристика термопластів. 7. Способи полімеризації пластмас.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 3 рівня, проспекти	
3.	<b>Заключний етап</b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



## Текст змісту лекції:

*Пластичні маси* - велика група високополімерних органічних матеріалів, основу яких складають природні або штучні високомолекулярні з'єднання, здатні під впливом нагрівання і тиску формуватися із стійким збереженням наданої їм форми.

### **Основні фізико-хімічні і механічні властивості полімерів**

*Технічні властивості полімерів* залежать від природи, будови і чистоти мономерів, технології синтезу, значення молекулярної маси, форми ланцюга, ступеня його гнучкості та значення сил з'єднання.

Отже, розглянемо основні фізико-хімічні властивості полімерів (пластмас), які залежать від стану полімеру (пружно-твердий, каучукоподібний, в'язко-текучий).

*Текучість* - здатність незворотно деформуватися під дією власної маси без додаткових зусиль. Це вид пластичності. Величина, зворотна текучості, - в'язкість.

Текучість є важливою характеристикою матеріалів типу порошок-рідина. Пластмасове тісто повинне володіти оптимальною текучістю протягом усього робочого часу. Висока якість протеза забезпечується тоді, коли в разі експозиції 1 хв за певного тиску формувальна маса проникає в отвори на глибину 0,5 мм. Визначення величини тиску в разі пресування суб'єктивне. Тому за умови прикладання тиску раніше, ніж «дозріла» формувальна маса, виріб отримується з великою усадкою та поганою якістю; під час використання тиску після втрати масою оптимальної текучості він є недостатнім і виріб не має точності.

*Деструкція полімеру* - незворотний процес руйнування матеріалу, що виникає унаслідок розриву зв'язків у полімері з утворенням вихідних мономерів.

*Пружність* - властивість твердого тіла довільно відновлювати свою форму та об'єм після припинення дії зовнішньої сили (деформація пружини).

*Пластичність* - властивість твердого тіла змінювати свою форму і розміри (незворотно). Після припинення дії зовнішньої сили початкова форма і розміри не відновлюються.

*Еластичність* - означає пружність, тобто здатність матеріалу відновлювати після деформації попередню форму під дією зовнішнього навантаження.

*Висока еластичність* - здатність матеріалу сильно деформуватися під дією порівняно невеликих зовнішніх сил. Наприклад, пружна деформація природного каучуку може досягати 1000 % і більше.

*Релаксація полімеру* - ослаблення напруження, створеного зовнішнім впливом, використовується під час формування полімерів. Тобто це сповільнення реакції матеріалу на зовнішні впливи. Будь-яка деформація полімеру під дією зовнішніх сил не супроводжується миттєвою перебудовою внутрішньої структури - для цього необхідно час (час релаксації).

Під час швидкої деформації полімеру, яку підтримують постійно, спостерігається поступове зменшення необхідного для цього напруження (релаксація напруження). Під час підвищення ступеня полімеризації швидкість

релаксації зменшується. У співполімерів, «щеплених», зшитих полімерів процеси релаксації ускладнюються.

*Повзучість полімеру* - процес малої безперервної пластичності, або еластичної деформації, що перебігає за умови тривалого статичного напруження. З підвищенням температури повзучість зростає. Для зменшення повзучості вводять різні наповнювачі: азбест, скловолокно, мінеральні речовини.

*Пластифікація полімеру* - введення пластифікаторів (дибутилфталат, діоктилфталат, трибутирогліцерин). Під час введення пластифікаторів зменшується температура переходу з пружно-твердого стану у високоеластичний, а також час релаксації, температура текучості.

*Набухання полімеру* - проникнення молекули мономера (рідини) у полімер (порошок) і збільшення об'єму. Набухання полімеру супроводжується виділенням тепла. Набухлий полімер володіє властивостями драглів - колоїдної системи. Розчини полімерів (ліюфільні золі) широко використовують як лаки, клеї.

*Полімеризаційна усадка* - усадка пластмасового тіста, компенсується помітним розширенням його внаслідок дії високого температурного коефіцієнта лінійного розширення.

*Головними компонентами пластмас є:*

- мономер - основа пластмаси;
- зв'язувальна речовина (фенолформальдегідні або інші смоли);
- наповнювачі (деревна мука, азбест, скловолокно);
- пластифікатори – підвищують пластичність та еластичність (дибутилфталат, трикрезилфосфат);
- барвники;
- пришивидшувачі полімеризації або поліконденсації.

*Наповнювачі* - для поліпшення фізико-механічних властивостей, зменшення усадки, підвищення стійкості до впливу біологічних середовищ.

*Пластифікатори* надають пластичні властивості, а також стійкість до дії ультрафіолетових променів.

*Барвники і пігменти* - для надання полімерним стоматологічним композиціям кольору і відтінків, що імітують зубні тканини, слизову оболонку.

Для отримання полімерів використовують радикальні та частково іонні ініціатори (частіше всього - перекис бензоїлу).

Додавання *активаторів* (від лат. Activus - діяльний) у невеликих кількостях до каталізатора підсилює дію останнього.

Як *інгібітори* найчастіше використовують різні хінони (гідрохінон).

Матеріали для виготовлення базисів знімних пластинкових протезів, називають *базисними*. *Базис* є основою знімного протеза, на якому укріплюються штучні зуби, кламери й інші складові частини протеза.

*Базисні матеріали поділяють:*

- за хімічним складом;
- за призначенням;
- за способом полімеризації;
- за методом пакування у кювету.



*Вони повинні мати такі характеристики:*

- достатню міцність і необхідну еластичність, для забезпечення цілісності протеза без його деформації під впливом жувальних зусиль;
- високий опір на вигін;
- високий опір на удар;
- невелику питому вагу і малу теплопровідність;
- достатню твердість, низьке стирання;
- індиферентність до дії слини і різноманітних харчових речовин;
- не змінювати колір під впливом світла, повітря й інших факторів зовнішнього середовища.
- згубно не впливати на тканини ротової порожнини й організм у цілому;
- відсутність адсорбції харчових речовин та мікрофлори ротової порожнини.

*Крім того, базисні матеріали повинні відповідати таким вимогам:*

- міцно з'єднуватися з фарфором, металом, пластмасою;
- легко перероблятися у виріб із високою точністю, зберігаючи надану форму;
- легко піддаватися ремонту;
- забарвлюватися і добре імітувати природний колір ясен;
- легко дезінфікуватися;
- не викликати неприємних смакових відчуттів і не мати запаху.

#### **Базисні пластмаси класифікують:**

*за ступенем жорсткості:*

- жорсткі (для базисів протезів та їх реставрації)
- м'які, або еластичні, які застосовуються самостійно (боксерські шини) або як м'яка підкладка під жорсткий базис;

*за температурним режимом полімеризації:*

- пластмаси високотемпературного затвердіння;
- низькотемпературного затвердіння («швидкотверднучі»);

*за наявністю барвників*

- рожеві
- безбарвні

*Для базисів протезів використовують пластмаси таких типів:*



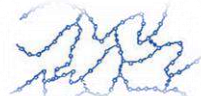
- акрилові;
- вінілакрилові;
- на основі модифікованого полістиролу;
- співполімери або суміші перерахованих пластмас.

*За типом мономерних ланцюгів розрізняють:*

- Полімери або співполімери в основі одержання яких є процес *полімеризації* або *кополімеризації*;

- Полімери або співполімери в основі одержання яких процес *поліконденсації*.

#### За просторовою структурою пластмаси поділяють на:

<i>Лінійні полімери</i> - хімічно не зв'язані поодинокі ланцюги монолімерних ланок (каучук)	
<i>Розгалужені полімери</i> - мають структуру подібну до крохмалю або глікогену	
<i>Просторові (зшиті) полімери</i> - побудовані як співполімери	

*Стоматологічні співполімери*, складають 80 % усіх медичних співполімерів, це співполімери акрилметакрилатів - подвійні або потрійні співполімери. Це такі базисні акрилові пластмаси: *етакрил*, *акрел*, *фторакс*, *акроніл*, *бакрил* тощо. Незшиті лінійні співполімери *метилметакрилата (ММА)* як результат радикальної кополімеризації ММА з іншими мономерами під дією пероксиду бензоїлу і редокс-систем.

#### Технологія виготовлення пластинкових протезів

Акрилові полімермономерні матеріали		Термопласти, ТИП 3	
Ініційовані полімеризації хімічної реакції: 1. Холодного твердіння, <b>ТИП 2</b> (для формування, для заливки) 2. Гарячого твердіння, <b>ТИП 1</b>	Ініційовані полімеризації зовнішньої енергії: 1. Гарячого твердіння, <b>ТИП 1</b> , 2. Світлового твердіння, <b>ТИП 4</b> , 3. Мікрохвильового твердіння, <b>ТИП 5</b>	Для литва під тиском	Для формування із листових заготовок

Розглянемо в історичному порядку представників **базисних пластмас**.



*Етакрил* - 02 (АКР-15) - вітчизняний базисний матеріал на основі статичного потрійного співполімеру *ММА*, етилового ефіру метакрилової кислоти, метилового ефіру акрилової кислоти.

Склад порошку: *ММА* - 89 %, етилметакрилат - 8 %, метилакрилат - 2 %, дибутилфталат - пластифікатор 1 %.

Склад рідини: ММА – 89 %, етилметакрилат – 8 %, метилакрилат – 2 %, гідрохінон (сліди-0,005), пластифікатор-дibuтилфталат 1 %.



У базисному матеріалі *Акрел* рідка складова частина містить у ролі зшив-агента метилолметакриламід, змішаний із ММА. У процесі твердіння матеріалу відбувається кополімеризація ММА з метилолметакриламідом з одночасною зшивкою сусідніх кополімерних ланцюгів.

*Фторакс* - фтормісний каучук, акриловий співполімер. Для одержання формувальної маси порошок і рідину змішують у співвідношенні 2:1, далі вона повинна пройти дозрівання (набухання) протягом 10-12 хв. Пластмаса *Фторакс* має наступні фізико-хімічні властивості:

- підвищену міцність,
- хімічну стійкість,
- вона напівпрозора,
- за кольором відповідає м'яким тканинам

ротової порожнини.

*Основними недоліками цих базисних матеріалів є:*

- низькі показники на міцність
- достатньо високий вміст залишкового мономеру, що не прореагував.

Пластмаса *Бахрил* - високоміцна акрилова базисна пластмаса, порошок – поліметилметакрилат, модифікований еластомерами (низькомолекулярні співполімери бутилакрилатного каучуку, алкілметакрилата і ММА). Вона має:

- підвищену стійкість до розтріскування, стертості;
- значну ударну в'язкість;
- високу тривкість на вигин;
- хорошу технологічність.

*Акроніл* - базисна пластмаса (для виготовлення щелепно-лицевих і ортодонтичних апаратів, знімних шин і т. ін. ). Порошок - зшитий сополімер ММА до полівінілетилаю. Рідина – ММА, зшивагент діметакрилат триетиленгліколя, інгібітор і речовина, що уповільнює старіння пластмаси. *Акроніл* володіє тривкістю, близькою до тривкості *Фторакса*, меншим водопоглинанням, має гарні технологічні показники.



На стоматологічному ринку успішно застосовується продукція фірми «Heraeus Kulzer» (Німеччина). Найбільш популярна сьогодні нова серія продукції – *Meliodent*, яка представлена базисними пластмасами гарячої (*Meliodent HC*) і холодної (*Meliodent RR*) полімеризації. *Meliodent*

*НС* – сучасний матеріал для виготовлення знімних зубних протезів (у вигляді порошок/рідина).

*До його переваг можна віднести:*

- високу удароміцність – приблизно на 33 % більше, ніж у звичайних акрилових пластмас,
- підвищену міцність на розтягування, що покращує показники опору на розрив зубного протеза, що виникає в результаті постійного «прогинання» під дією жувальних сил.

Тому вона, порівнюючи з іншими аналогічними пластмасами менше травмує слизову оболонку, що дозволяє успішно її застосовувати для виготовлення повних знімних пластинкових протезів при різному ступені атрофії альвеолярного відростка верхньої і нижньої щелеп. Ще однією перевагою *Meliodent НС* є широкий спектр різних кольорів (порошок має 15 кольорів, включаючи безбарвний), що дозволяє врахувати всі особливості імітованої слизової оболонки.

Процес полімеризації *Meliodent НС* простий і зручний, порівнюючи з іншими акриловими пластмасами гарячого твердіння. Полімеризація на водяній бані, при точному дотриманні інструкції заводу-виробника, займає 40 хвилин, при цьому навіть при значній товщині базису протеза пори в базисній пластмасі не утворюються. Даний конструкційний матеріал легкий в обробці і поліровці.



«Zhermarol» випускає пластмасу *Villacryl*, яку можна назвати *універсальною*.

*Villacryl H plus* – базисна пластмаса гарячої полімеризації для знімних протезів. (750 г + 400 мл рідини).



*Villacryl H rapid* – базисна пластмаса прискореної гарячої полімеризації для повних знімних протезів. (750 г + 400 мл рідини).

### **Пластмаса базисна безбарвна**

*При алергічній реакції на барвник пластмаси, а також у випадку потреби прозорого базисного матеріалу застосовується безбарвна базисна пластмаса.*



Вона розроблена на основі очищеного від стабілізатора поліметилметакрилату, містить тінувін, який запобігає старінню пластмаси під дією агресивного середовища, а також сприяє підвищенню тривкості пластмаси.

Складається з порошку і рідини. Порошок – суспензований поліметилметакрилат, що містить тінувін. Рідина – стабілізований ММА.



Має підвищену тривкість і прозорість. Під час приготування тіста, порошок і рідину ретельно змішують у співвідношенні 2:1 або 0,9 частини рідини по масі. Час «дозрівання» маси залежить від температури навколишнього середовища. Масу вважають готовою, коли вона втрачає липкість.

**При полощі повних і часткових знімних пластинкових протезів** для ремонту їх базисів застосовують кополімерні композиції, подібні за складом до базисних матеріалів, але вони є *матеріалами холодного твердіння*.

Низькотемпературна кополімеризація цих структур досягається використанням звичайних ініціаторів холодного твердіння - редокс-систем: пероксид бензоїлу + заміщений анілін. "Ремонтні" композиції широко використовуються, тому що процес ремонту дуже простий, без значної зміни розмірів і форми протезів, відремонтованих композицією холодного твердіння.

Вітчизняною промисловістю випускаються *Редонт* і *Протакрил*, *Протакрил-М*.



*Протакрил* складається із порошку (суспензований ПММА, який містить ініціатор - пероксид бензоїлу й активатор - дісульфанілін, рідини - ММА з активатором полімеризації - діметил-паратолуїдином).

Він призначений для ремонту і перебазування знімних зубних протезів та виготовлення ортодонтичних апаратів.

*Редонт* також має дві складові: порошок, (кополімер ММА, етилметакрилат, пероксид бензоїлу та барвник), рідину (ефір метакрилової кислоти з активатором діметил-паратолуїдином й інгібітором гідрохіноном).

Його використовують для починок, перебазувань (при недостатньому приляганні їх до протезного ложа або недостатній фіксації) знімних пластинкових протезів.

На закордонному ринку для починок та виготовлення базисів протезів використовують пластмаси *Палавіт 55* (Palavit 55) «Kulzer» (Німеччина), *Кронзін* (Cronsin) «Merz» (Німеччина), *Rebason*, *Ufi Gel*, *PATTERN RESIN*, *Villacryl SP*, *Villacryl STS Hot*.

*PATTERN RESIN LS* - беззольна самотверднуча моделювальна пластмаса, має високу точність, універсальна, проста у роботі. Її виняткові якості незамінні при моделюванні коронок та мостоподібних протезів, супраструктур імплантатів, при виготовленні біогельних протезів, а також для гальванопластики. Крім того: для виготовлення штампів, фіксації перед паянням, фрезеруванням,



прямого і непрямого моделювання кукових вкладок.



Базисна пластмаса холодної полімеризації *Meliodent RR* – матеріал застосовують для виготовлення бюгельних протезів і відновлення (починку, перебазування) раніше виготовлених знімних зубних протезів.

Ця пластмаса має удароміцність на 33 % вище, ніж аналогічні конструкційні матеріали. Крім того, вона еластичніша. До її переваг можна віднести:

- короткий режим полімеризації (оптимальний режим полімеризації в

Palamat Practic при температурі 55 °С, тиску 2 Ат - 10 хв);

- легкість в обробці і поліруванні;
- наявність широкого спектру кольорів;
- відсутність пор навіть при великій товщині базису.

Наявність такого числа переваг *Meliodent RR* поєднується з економічною доступністю, оскільки знімних пластинкових протезів в основному потребують пацієнти пенсійного віку.

Для виготовлення індивідуальних ложок застосовують самотверднучу пластмасу *Карбопласт*, термопласти, *фотополімери*, *Villacryl IT*.



Для **виготовлення штучних зубів** використовують пластмаси і порцеляну. *Призначення штучних зубів* полягає головним чином у *забезпеченні функції жувального апарату та поліпшенні мовлення*. Інший важливий аспект – *відновлення зубного ряду в естетичному відношенні*. Основним критерієм якості штучних зубів є їх схожість з природними як на вигляд, так і по жувальній ефективності.

Нині полімерні матеріали займають провідне становище серед матеріалів іншої хімічної природи для виготовлення штучних зубів. Крім полімерів або пластмас застосовують порцеляну та обмежено металеві сплави.

*Основні вимоги до штучних зубів:*

- міцність та достатня зносостійкість (стійкість до стирання);
- вологостійкість та стійкість до дії ротових рідин, відсутність пористості;
- міцне з'єднання з матеріалом базису знімних протезів;
- близькість термofізичних властивостей (коефіцієнта термічного розширення) до властивостей базису;

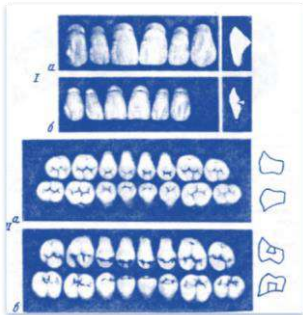
- відповідність за формою та кольором природним зубам, збереження початкового кольору в умовах функціонування протеза тривалий час (кольоростійкість);

- здатність легко оброблятися та поліруватися.

Порцелянові штучні зуби отримують у результаті випалу формувальної маси, приготованої з польового шпату, кварцу, каоліну та домішок.

Усі компоненти попередньо розмелюють, шихту злегка зволожують (до 1 %) і щільно пакують у шмотні судини-капсули, які нагрівають у печі при температурі 1350 °С протягом 20 год.

Отриману *фриту* розмелюють і змішують з пігментами. З помеленої фрити готують формувальну масу із додаванням пластифікаторів, водних розчинів крохмалю, олій і целюлози.



Таку масу формують у спеціальних металевих пресформах, що включає конструктивні елементи для механічного кріплення з акриловим базисом знімного протеза (*клямпи* - металеві штифтики для фронтальних зубів або порожнини та канали – *трубчаті, діаторичні*, для бічних зубів).

Порівнюючи штучні зуби із пластмаси та порцеляни можна виділити переваги та недоліки, пов'язані з хімічною природою цих матеріалів. *Фарфорові зуби відрізняються* більш високою біосумісністю, кольоростабільністю та зносостійкістю, проте технологія їх виготовлення складніша, вони не здатні адгезивно з'єднуватися з акриловим базисом, у них більш висока питома вага, і при жуванні зубні протези з порцеляновими зубами видають неприродний стукіт.

Штучні зуби випускають наборами, гарнітурами, фасонами і розмірами. Кожна фірма-виробник представляє карту або альбом фасонів і розмірів зубів, що випускаються. Найчастіше до неї включені фасони передніх (фронтальних) і бічних (жувальних) зубів, розділених на кілька груп. У однакову ширину і відрізняються за висотою та типами. Висота (h) визначається за висотою коронки верхнього центрального різця, ширина (a) – за шириною гарнітура верхніх передніх зубів. *Фронтальні зуби різняться формою.* Їх виготовляють трьох типів: прямокутні, овальні та клиноподібні. Причому ця відмінність дотримується лише верхніх передніх зубів, а нижні зуби виготовляють одного усередненого типу.

Штучні зуби відрізняються також колірними відтінками дентинної та емалевої частин, які у певному поєднанні становлять колір штучного зуба. Розрізняють двоколірні та триколірні штучні зуби. Останні найповніше відповідають зовнішньому вигляду натуральних зубів. Кольори штучних зубів маркують за певною колірною шкалою або стандартним забарвленням, найчастіше за забарвленням VITA.

### Пластмаси для виготовлення незнімних протезів

Для виготовлення коронок і облицювання незнімних зубних протезів (штамповано-паяних і суцільнолитих) найчастіше застосовують пластмаси *Синма-74* і *Синма-М*). Це акрилові пластмаси гарячого твердіння типу порошок/рідина. Порошок - суспензійний кополімер, до складу якого входить фтор; рідина - суміш акрилових мономерів і олігомерів.

Рідина *Синми-74* не містить олігомерів, тому її не можна застосовувати для прямого моделювання.



Завдяки наявності олігомера в *Синма-М* збільшений час життєздатності маси в пластичному стані, що дозволяє моделювати облицювання безпосередньо із пластмаси, рівномірно її наносити і розподіляти. Використовувати для облицювання протезів *Синму-М* можна двома методами:

1) моделюванням облицювання безпосередньо на каркасі зубного протеза (нанесення пошарово пензликом); 2) пакуванням пластмаси у кювету.

Для виготовлення провізорних коронок і реставрації незнімних протезів із пластмаси (пластмасові коронки – вкладки - штифтові зуби тощо) застосовують вітчизняну самотверднучу пластмасу (на основі акрилового сополімеру та універсального з'єднувача BisGMA) – *Акродент*, а також закордонні аналоги *Pi-Ku-Plast*, *Temdent*, *Acrytemp*, *Tempron*.



Також пластмасу можна використовувати для виготовлення високоточних моделей методом селективного лазерного спікання (*SLS - Selective Laser Sintering*). Фірма EOS (Німеччина) розробила технологію виготовлення моделей зубних рядів SLS методом із пластмаси. Можливі два варіанта виготовлення моделі: з точністю в 100 мікрон, з точністю в 60 мікрон.

### **Еластичні підкладкові матеріали**

Для підвищення адгезії протеза та рівномірної передачі жувального тиску на слизову оболонку ротової порожнини, для виготовлення обтураторів, щелепно-лицевих протезів, ектопротезів, еластичних пелотів і т. ін. використовують матеріал із еластичними властивостями.

*Залежно від показань вони мають еластичний шар:*

- 1) по всій поверхні базису;
- 2) по його межах;
- 3) в окремих ділянках базису;
- 4) під штучними зубами, створюючи амортизатор, що імітує тканини пародонта.

**Їх можна класифікувати:**

1. *залежно від природи матеріалу:*

- акрилові (наприклад, *5К-Івозил, Villacryl Soft*);
  - полівінілхлоридні або на основі вінілхлориду із бутилакрилатом (*Еладент-100, ПМ-01*);
  - силіконові або силіконові (*Bisico Softbase, Оптосил-М, Силпа, Моллопласт-Б, Моллосил, Софт Лайнер, Софтук-49, Уфі гель*);
  - поліфосфазенові флюореластомери - фторкаучуки (*Новус-ПМ*);
- за умовами полімеризації:*

- пластмаси високотемпературної полімеризації (*Еладент-100, Еластопласт, Палазив-62, ПМ-01, Новус-ПМ*);
- пластмаси низькотемпературної полімеризації (*Оптосил-М, Коррентил, Флексон, ПМ - С та ін.*);
- полімеризується під тиском (*Villacryl Soft*).

*Еластичні пластмаси повинні відповідати наступним вимогам:*

- мати міцне і довготривале з'єднання з матеріалом базису, із мінімальною адсорбуючою здатністю щодо слини і харчових продуктів;
- щільно прилягати до слизової оболонки під час жування, не викликати її подразнення і амортизувати жувальний тиск (завдяки пластичності);
- не повинні містити ні зовнішніх, внутрішніх пластифікаторів, завдяки чому виключено затвердіння підкладки через їх вимивання;
- мати хорошу зволоженість при відсутності набухання в умовах ротової порожнини і постійність об'єму;
- мати вихідну м'якість і еластичність підкладки, повинні бути стабільно еластичними, не повинні розчинятися в умовах ротової порожнини;
- володіти високими зносостійкістю і кольоростійкістю.

### **Акрилові підкладкові матеріали**

Можуть бути двох видів: порошок/рідина, еластичні пластини.

*Матеріали типу порошок/рідина можуть бути:* гарячого і холодного твердіння.

*Порошки:* співполімери акрилових мономерів-ММА, етилметакрилат, бутилакрилат, гідроксифіри метакрилової кислоти й ін.

*Рідина для готування формувальної маси може бути 2 складів:*

а) суміші акрилових мономерів або ММА, що містять пластифікатор (діоктилфталат та ін.), а також деякі органічні розчинники;

б) суміші акрилових мономерів, що містять рідину для самотверднучих пластмас.



Фірмою «Івоклар» (Ліхтенштейн) випускається еластична маса *SR-Івозил, Іволен*, що складається із комплекту порошку та універсальної, спеціальної рідини на базі метакрилату. Матеріал призначений:

- для виявлення місця надлишкового тиску при користуванні знімними протезами;

- для використання як тимчасової підкладки (до 4 тижнів);

- для отримання анатомічних і функціональних відбитків при повній відсутності зубів (не рекомендується використовувати з цією метою при інтактних зубних рядах і при частковій втраті зубів); для оформлення функціонального краю базису протеза.



*Latacryl-L* «Латус» (Україна) являє собою композицію, яка готується безпосередньо перед застосуванням. Склад: порошок/рідина. Порошок і рідина забарвлені у рожевий колір. Порошок - тонкодисперсний суспензійний поліетилметакрилат, рідина, що не містить ММА. Призначений для застосування в стоматологічній практиці для

виготовлення м'яких підкладок в часткових і повних зубних протезах. *Латакрил-Л* забезпечує швидке виготовлення підкладки протеза, добре з'єднується з базисом протеза, майже не має смаку і запаху, напівпрозорий, біологічно нейтральний. Його готують у вигляді вологої клейкої маси при співвідношенні 1,5 г порошку на 1,0 г рідини. Робочий час маси до 6 хв. До комплекту матеріалу входить також захисний лак. Форми випуску: 80 г полімерного порошку, 50 мл рідини, 10 мл лаку.



*Villacryl Soft* «Zhermapol» (Польща) - це поліметакрилатний матеріал, що полімеризується під тиском. Використовується для виготовлення м'якої підкладки в часткових та повних протезах і для виготовлення епіпротезів, які відновлюють дефекти м'яких тканин. Відповідає міжнародним стандартам - ISO 10139-2. Продукція має знак CE у відповідності з директивою MDD 93/42/ЕЕС.

Колір: Т4 - рожевий. *Переваги*: зручність в користуванні в стоматологічній практиці, легкість при виготовленні та обробці підкладки, забезпечує швидке виготовлення підкладки протеза, добре з'єднується з базисом протеза, дуже м'який - 25 Shore-A, забезпечує пацієнту комфортне користування протезом, склад матеріалу гарантує стабільність забарвлення, не містить важких металів,



біологічно нейтральний. Пропорції змішування: 2,2 г порошку/1,4 мл (1,22 г) рідини. Час приготування пластичної суміші: 30-60 с. Час придатності пластичної суміші: 6 хв. Час утворення гелю: 10 хв. Використання двома способами: безпосередньо в ротовій порожнині і шляхом полімеризації в кюветі. Час твердіння в ротовій порожнині: 2-3 хв. Процес полімеризації: протягом 30 хв, при 65 ° С, тиску 2 бар. Адгезія до базису протеза: 15 N/мм. кв. Одна упаковка містить 60 г порошку, 40 мл рідини і 10 мл лаку. Вміст однієї упаковки забезпечує виготовлення 20-25 підкладок.



*Hydron Dental «Ini New Brunswick»* (Німеччина) випускає матеріал під торговою назвою *Гідроарил* (Hydroaryl) типу порошок/рідина гарячого твердіння. Маса готується при співвідношенні порошок/рідина: 3:1, і полімеризується при температурі 73 °С протягом 90 хв. із наступною 30 хв. витримкою при 100 °С, а для зменшення шпаристості рекомендується «сухе» нагрівання. Поставляється у

виділі безбарвних або забарвлених у рожевий колір пластинок розміром 100x65x1 мм для протезів верхньої щелепи і 100x65x2 мм – для протезів нижньої щелепи. Оптимальної еластичності матеріал досягає в ротовій порожнині при температурі 37 °С. Його використовують для покриття всієї прилягаючої до слизової оболонки поверхні протеза або визначеної ділянки.

Іншими виробниками випускаються еластичні пластмаси цієї ж групи: *Soft-liner*, *Coe-Soft* та ін.



*До недоліків акрилових полімерів відносять:*

- Втрата еластичності через вимивання пластифікатору і старіння вже через півроку;
- Неможливість полірування еластомерів, рихлість, що робить їх не гігієнічними;
- Відсутність оптимального крайового прилягання еластомерів до жорстких базисних пластмас;
- Складність обробки ріжучим інструментом при корекції базису протеза.

#### **Поліхлорвінілові матеріали для базисних підкладок**

Матеріали цього типу можуть бути двох видів:

- а) порошок – рідина;

б) гель у вигляді тонкого коржа, лакованого із 2 сторін поліетиленовою плівкою.

Це співполімери вінілхлориду з іншими мономерами. Кополімером можуть бути акрилати, вінілацетат та ін. Еластичність досягається за рахунок зовнішньої пластифікації.

*Еладент-100* - вітчизняний матеріал типу порошок/рідина має гарну еластичність, стійкий до впливу ротової рідини, відмінно з'єднується із матеріалом базису. Підкладка із формувальної маси може бути нашарована на базис у процесі виготовлення протеза або на протез, що вже був в експлуатації.



Його аналог – *Еластакрил - Р* «Радуга-Р» (росія) являє собою складний кополімер метакрилатних мономерів та пластифікатора. Матеріал відрізняється високою міцністю з'єднання із жорстким базисом, постійною м'якістю та стабільністю властивостей у середовищі ротової порожнини, а також гарною змочуваністю та оптимальним водопоглинанням. Основними перевагами м'якої пластмаси *Еластакрил-Р* є низька токсичність, чудова адгезія до жорсткого базису, сталість фізико-механічних властивостей, висока технологічність, поліфункціональність.



*Paladur* «Kulzer» (Німеччина) - це поліхлорвініловий матеріал, ефективний для ремонту протезів, що надійно твердіє навіть без полімеризації під тиском. Простота обробки та рідка консистенція *Paladur*, що подається крапельним способом, дозволяють проводити реставрацію або непряме перебезування легко та швидко. Його оригінальний склад дозволяє затвердіти тонким шаром без використання полімеризатора. Має низьку полімеризаційну усадку, що зберігає точність накладання протезів. Широкий вибір відтінків та чудова відповідність усім зубним матеріалам «Kulzer» полегшують непомітний ремонт та перебезування. Використовується для розширення краю протеза, виготовлення м'якої підкладки, ремонту протеза, часткового або повного перебезування. Обробка відбувається під витяжкою. Відтінки: рожевий, з рожевими прожилками, R50 з прожилками, прозорий. Форма випуску порошок: 100 г, 500 г, 1000 г та 12000 г. Форма випуску рідини: 80 мл, 500 мл.

Еластичні поліхлорвінілові матеріали краще протистоять стиранню, ніж акрилові, міцніше з'єднуються з базисом. Але, наявність у їх складі композицій пластифікатора зумовлює їх *недоліки*: міграція пластифікатора, що призводить до старіння.

### **Силіконові матеріали для базисних підкладок**

Силіконові матеріали холодної вулканізації наповнені силіконовими компаундами. Поставляються в металевих тубах типу паста-рідина. У комплект матеріалу може входити одна, дві або три рідини.



До них відносяться: *ПМ-С*, *Ufi Gel P*, *Мисоррен*, *Ортосил*, *Боқсил-екстра*, *Софт Лайнер «ГС»* (Японія), *Софтик 49 «Кер»*. Перші дві рідини - каталізатори вулканізації, *третья* - праймер. Кращими наповнювачами вважають органікремнеземи. *Паста містить такі основні інгредієнти*: силіконовий каучук СКТ-Н, наповнювач, барвник. Як каталізатор використовують три (метилацетоксі) силан, який є зшивагентом, хелатні сполучення титану або алюмінію, аміносилани.



Полівінілсилоксановий матеріал *ПМ-С* у вигляді паста/паста випускає «Стома» (Україна). Застосовується як м'яка підкладка при виготовленні знімних конструкцій протезів, щелепно-лицевих апаратів.

До його переваг можна віднести: швидке і просте виготовлення підкладки, відсутність запаху та смаку, не токсичний, незначне водопоглинання, тривале збереження еластичності, міцне з'єднання підкладки з базисом протеза, сумісність з усіма стандартними пластмасами для знімного протезування.

Перед його використанням поверхню протеза треба обробити, знявши шар до 1 мм, ретельно очистити і висушити, наносити не більше 1 шару праймеру. Час висихання праймеру 20-30 с. Загальний робочий час композиції 1,0-1,5 хв., час затвердіння композиції - 2,0-6,0 хв. Щільно закрити флакон із праймером. Випускається у тубах: паста №1 та паста №2 по 20 г і праймер у флаконі по 5 мл.



*Ортосил* може тверднути безпосередньо в ротовій порожнині за короткий проміжок часу (4-5 хв.). Формувальну масу наносять на попередньо оброблену праймером поверхню протеза. Протез із нанесеною на нього пастою вводять у ротову порожнину і через 4-5 хв. виймають із готовою підкладкою.

Підкладка добре оформлюється, точно співпадає з рельєфом слизової оболонки ротової порожнини і має достатньо високі експлуатаційні властивості.



Силіконова пластмаса *Моллопласт-Б* «Detax» (Німеччина) добре змочується слиною, щільно прилягає до слизової оболонки і, таким чином, сприяє високій адгезії протеза до протезного ложа і поліпшення його фіксації. Матеріал інертний і не набухає в ротовій рідині. Він не піддається впливу мікрофлори ротової порожнини, не містить пластифікаторів, що, як правило, вимиваються, тому

зберігає еластичність протягом кількох років. *Його застосовують:*

- для виготовлення боксерських шин і кап;
- для лікування бруксизму;
- при гострих кісткових виступах, покритих тонкою слизовою оболонкою;
- при значній або повній атрофії альвеолярної частини (відростка);
- при необхідності профілактики странгуляційних смуг по периметру протеза, створенні м'якої «подушки» у проекції підборідного отвору, лінії «А», щелепно-під'язикової лінії, позадумолярних відділів, піднебінного валика;
- у резекційних протезах, а також при грушоподібній формі (рельсовий профіль) вестибулярного схилу альвеолярного гребеня.



Також існує варіант довговічного підкладкового матеріалу - *Моллосил плюс* «Detax» (Німеччина) для прямого перебазування протезів на основі А-силікону, м'який, пластичний, холодного затвердіння. Способи використання: безпосередньо з картриджа на базис протеза, для тимчасових безпосередніх протезів, для нанесення непрямою технікою.

Має надійну адгезію до акрилових пластмасових протезів. Для кращої перевірки нанесення, візуалізації та швидкої обробки протеза до набору введені праймер із кольоровим індикатором, буклети для пацієнтів та шліфувальний набір. Біосумісний, антибактеріальний, має нейтральний запах і смак. Має колір ясен. Може оброблятися непрямим методом.

*До недоліків силіконових полімерів відносять:*

- недостатнє з'єднання з базисом протеза;
- невисока міцність на розрив;
- слабе протистояння стиранню;
- важкість корекції;
- слабкі амортизуючі властивості.



Для виготовлення епітезів обличчя використовують силіконову еластичну пластмасу *Мультисіл-Епітетік* «Vredent» (Німеччина). *Щіри різних кольори під колір шкіри полегшують забарвлення епітезу.* Його змішують з прозорим *Мультисілом*, що виграє за часом при індивідуалізації кольорів.



Хороша текучість силікону дозволяє точне детальне моделювання. Проста полімеризація при температурі 60 °С не потребує ніяких спеціальних приладів. Кінцева твердість 35 за Шором і висока міцність на розрив забезпечують пацієнту комфорт під час користування епітезом.

Ретенційний силікон *Ретенш-Сіл* «Bredent» (Німеччина) використовують для створення

ретенційних ковпачків у знімних протезах, як м'яку підкладку для протезів на етапі загоєння. Дозволяє зафіксувати протези без значних витрат, оскільки наявні протези необхідно піддати корекції. Фіксацію забезпечує силікон, який вводиться в порожнину. Проміжний протез зішліфують у ділянці, дотичної до балки.

Модель	Назва	Вміст (г)	Код
retention-01 200	20 200	200 g / 7.05 fl.oz.	6.60 8715 18
retention-01 400	40 240	400 g / 14.1 fl.oz.	6.60 8715 19
retention-01 600	60 360	600 g / 21.1 fl.oz.	6.60 8715 20



Обробляють поверхню праймером *Мультисіл*. Потім заповнюють порожнину силіконом *Ретенш Сіл* і одягають протез на балку. Приблизно через 5 хв. силікон твердіє. Потім знімають протез та видаляють надлишки, загладжують місце переходу. Тепер проміжний протез має хорошу фіксацію без навантаження. Користування таким протезом для пацієнта комфортне та функціональне. Випускають ретенційний силікон трьох ступенів жорсткості.



### Базисні підкладки на основі фторкаучуків

Вони добре з'єднуються із акрилатами і кополімерами, відрізняються високою стійкістю до органічних розчинників, добре протистоять стиранню й володіють високими фізико-механічними показниками. Застосовують-матеріали типу порошок-рідина. Порошок - кополімер вінілфториду і гексафторпропілену. Рідина – етилакрилат. Порошок містить 0,05 % пероксиду бензоїлу і 0,05 % гідропероксиду кумолу. Формувальна маса готується змішуванням 10 % рідини і 90 % порошку. Розкочуванням «тіста» отримують пластинку товщиною до 2 мм і відразу ж плакують її із обох сторін металеву фольгою. Пластинки можуть зберігатися протягом декількох місяців у холодильнику.

Пластмаса *Новус-ЛІМ* «Denture Liner» (США) є поліфосфазеновим флюореластомером. Випускається у вигляді пластин, ламінованих у поліетилен, які зберігаються у холодильнику. Обов'язковим є виготовлення прокладок, що створюють простір для *Новус-ТМ* на зразок індивідуальних ложок із базисного воску, силікону, спеціального паперу, олов'яної фольги, полістиролу. Крім того, необхідно між базисом протеза і пластинкою *Новус-ТМ*



прокласти прошарок свіжого акрилового тіста базисної пластмаси гарячої

полімеризації. Відповідно із базису протеза зішліфовується прошарок пластмаси. При цьому жорсткий прошарок, що залишається, не повинний бути тонше 1 мм. Сама прокладка має товщину 1,5 мм (на рівні гребеня - 2,5-3 мм). Бік пластинки *Новус-ТМ*, що буде укладатися на базисі протеза, змочується мономером.

Полімеризацію необхідно проводити, помістивши кювету у воду при температурі 74 °С на 8 год. Можна витримати кювету при цій температурі 2,5 год., потім довести воду до кипіння і кип'ятити 30 хв. Але першому способу необхідно надати перевагу, при ньому еластичність *Новус-ТМ* довше зберігається. *Його перевага в тому*, що він є подрібнювачем жувального навантаження і за цим показником перевершує акрилові і силіконові матеріали для підкладок.

### Термопласти

*Основні переваги термопластів:*

- полімер повністю позбавлений залишкового мономера, небезпечного для пацієнтів, які страждають на алергію;
- гнучкі протези-невидимки, виготовлені із напівпрозорого матеріалу природного кольору ясен, а їх фіксація непомітна для ока;
- вони супереластичні і відрізняються підвищеною міцністю, тому не ламаються не лише в буденній експлуатації, але і в екстремальних умовах;
- ці протези підходять пацієнтам із травматично-небезпечними професіями, спортсменам;
- мають точну посадку і стабільну фіксацію;
- матеріал володіє прекрасною точністю і однорідністю завдяки гарячому нагнітанням під тиском 12 атм;
- полімер абсолютно негігроскопічний (не вбирає в себе вологу із мікрофлорою ротової порожнини), гігієнічний - не розмножуються мікроорганізми.

Розрізняють *еластичні* (нейлонові) та *жорсткі* (поліуретанові) термопласти.

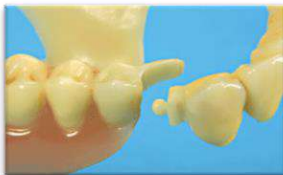
Залежно від сфери застосування розрізняють:

*БіоДентпласт* – матеріал для коронок, мостоподібних протезів, телескопічних та замкових кріплень.

*Бредентан* - матеріал для коронок, мостоподібних протезів та кап (має 3 кольори).

*Брефлекс* – матеріал для базисів часткових протезів та шин. *Брекристал* - матеріал для повних знімних протезів. Крім того, *перевагами цих протезів є те, що:*

полімер містить стійкий барвник, який надає протезам прекрасного естетичного вигляду, навіть після тривалої



експлуатації; протези позбавлені металу, тому у пацієнтів з протезами, що містять метали, не виникають неприсмні відчуття, пов'язані з іонним обміном; швидке звикання і надійне відновлення жувальної функції; пацієнти, які раніше користувалися знімними протезами з металевими кламерами, зазначають істотну різницю: тому звикання відбувається за декілька хвилин.

### **Безмономерна пластмаса Vertex™ ThermoS**



Це ультраміцний матеріал, протез із якого відрізняється ідеальним накладанням, завдяки мінімальній об'ємній усадці при литві (<1 %). Його використовують для виготовлення часткових і повних знімних протезів, покривних протезів на імплантатах, оклюзійних шин, тимчасових коронок, для перебазування та починки протезів. Його кольорова гама представлена 12

відтінками. Пластмаса легко і швидко полірується.

### **Методи полімеризації базисних пластмас**

На сьогоднішній день методи формування порошкових пластмас в тістоподібному стані поділяють на два види: *компресійне* і *ливарне* пресування.

*Основні методи отримання пластмас* - полімеризація та поліконденсація. Відмінність цих двох методів у тому, що *при полімеризації* відбувається зв'язування молекул мономерів в полімерні ланцюги без вивільнення побічних продуктів реакції (вода, спирт та ін.). Процес полімеризації є зворотним. При нагріванні можливе розкладання полімеру на молекули мономеру.

*При поліконденсації* процес з'єднання мономолекул супроводжується утворенням деяких побічних не пов'язаних із полімером речовин. Процес поліконденсації є незворотним. Полімер, що утворився, за своєю структурою відрізняється від вихідних мономерів.

Після формуванні тіста акрилової пластмаси беруться до її термічної обробки або полімеризації.

*Полімеризація* – це хімічна реакція об'єднання молекул однієї і тієї ж низькомолекулярної речовини з утворенням високомолекулярної сполуки. У процесі полімеризації шляхом послідовного приєднання багатьох молекул мономеру відбувається утворення полімеру, але при цьому не відбувається відщеплення або виділення атомів або молекул.

У результаті реакції утворюється високомолекулярна сполука, що відрізняється від вихідної лише величиною молекули. Механізм реакції полімеризації полягає в активації деяких молекул мономеру під дією світла або каталізатора та в подальшому приєднанні до вже активованих молекул інших молекул з утворенням довгих ланцюгів. Приєднання триває доти, поки енергія активної молекули не розсіється.

Реакція полімеризації має ланцюговий характер і складається із трьох основних стадій.

*Активація молекул мономеру* - індукційний період, коли відбувається розрив подвійних зв'язків, що передує з'єднанню молекул мономеру. Утворення

полімеру незначне. Тривалість індукційного періоду залежить від хімічної природи мономеру, кількості каталізатора та температури.

*Зростання ланцюга* - головна фаза реакції, під час якої відбувається утворення основної кількості полімеру. Після того як у реакційній масі виникли активні центри, що мають високу реакційну здатність, яка залежить від внутрішньомолекулярних коливань або наявності вільних хімічних валентностей, починається процес зростання ланцюга. Кожен активний центр має здатність дуже швидко приєднувати інші молекули. Весь процес протікає за допомогою вільних радикалів, які виникають на кінцях ланцюга полімеру, що росте. При цьому приєднання відбувається при кожному зіткненні, а це супроводжується звільненням великої кількості енергії, яка щоразу регенерує вільні валентності. Цей період перебігає на кшталт екзотермічної реакції, тобто із виділенням значної кількості тепла.

*Обрив ланцюга* - утворення макромолекули завершується моментом припинення її зростання, що відбувається з різних причин. Тому відповідно до впливу окремих факторів полімеризація закінчується утворенням полімерів однакової будови, але із різної довжини молекулярним ланцюгом, або, полімер являє собою суміш полімергомологів. Якщо на початку реакції було багато активних центрів (багато тепла, велика кількість каталізатора), то виникають коротші ланцюги, і утворюється низькомолекулярний полімер. Невелика кількість первинної енергії веде до утворення невеликої кількості активних центрів і відповідно утворення високомолекулярного полімеру. Чим більший ступінь полімеризації вдалося отримати (тобто чим довше макромолекула), тим більш високі властивості матиме полімер.

До полімеризації схильні різні ефіри акрилової та метакрилової кислот. Спільно можуть полімеризуватися молекули двох або кількох різних мономерів. Це важлива властивість мономерних сполук, яка має назву *реакції кополімеризації*, дозволяє синтезувати полімери (кополімери) з різними, наперед заданими властивостями. Змінюючи склад і співвідношення мономерів, можна отримувати кополімери підвищеної міцності (наприклад, етакрил), змінювати їхню еластичність, твердість і т. ін.

Крім того, між лінійно розташованими макромолекулами в процесі полімеризації можуть утворюватися поперечні зв'язки, тобто утворюється так званий зшитий полімер. «Зшивка» макромолекул може відбуватися і завдяки введенню спеціальних речовин – «сшивагентів». «Зшиті» полімери мають низку підвищених властивостей (твердість, теплостійкість).

Вони схожі за своїм складом до початкової речовини, але відрізняються від останньої тільки величиною молекул і властивостями.

*Розрізняють наступні способи полімеризації:*

- полімеризація на «водяній бані» в кюветі з гіпсовою формою;
- полімеризація у полімеризаторі для сухої полімеризації під тиском;
- полімеризація в удосконаленому апараті для ливарного пресування.

*1. Полімеризація на «водяній бані» в кюветі з гіпсовою формою*

Процес полімеризації має на меті перевести пластмасу з пластичного в твердий стан. Мономер - полімерна суміш, може тверднути і в звичайних умовах,

при кімнатній температурі, але для цього знадобиться значний час. Для прискорення процесу полімеризації необхідно збільшити температуру.

1. Після контрольного пресування обидві частини кювети стягують спеціальним фіксатором (бюгелем) і пластмасу в кюветі піддають полімеризації. Кювета закривається і занурюється у воду кімнатної температури, і на електричній плитці або газовому пальнику, поступово, протягом 45-60 хв., доводиться до 80 ° С, а від 80 ° С до 100 ° С - 45 хв. При цьому під час підвищення температури до 60 ° С процес полімеризації відбувається плавно, при температурі вище 65 ° С залишковий перекис бензоїлу швидко розщеплюється і швидкість полімеризації зростає. У цей період за рахунок полімеризації мономеру маса зменшується в об'ємі. Після досягнення 65-68 ° С маса починає збільшуватися в об'ємі через термічне розширення, яке в даному випадку є основним фактором, що компенсує усадку при полімеризації, а вироби виходять менше від воскової моделі всього на 0,2-0,5 % в лінійних розмірах.

2. Треба врахувати, що полімеризація є ланцюговим радикальним процесом, і підвищення температури призводить до збільшення молекулярної маси полімеру, що викликає зміни фізико-хімічних властивостей (міцності), тому для досягнення оптимальної молекулярної маси заключну стадію полімеризації проводять при температурі 100 ° С, витримуючи точно 30-45 хв.

3. Потім полум'я вимикається і кювета знаходиться у воді до повного остигання (повільне охолодження) протягом 40-60 хв.

**У результаті порушень режиму полімеризації в структурі пластмас можуть утворитися дефекти:** пористість (газова, від відсутності стиснення, гранулярна), внутрішні напруження, тріщини.

1. *Газова пористість* - виникає в товщі маси і зумовлена випаровуванням мономеру всередині формувальної маси, що полімеризується. Це буває при порушеннях режиму полімеризації, наприклад, при опусканні кювети з пластмасовим тістом у гіпсовій формі в киплячу воду. Даний вид пористості може також виникати при нагріванні форми із великою кількістю маси внаслідок складності відведення з неї надлишку тепла, що розвивається в результаті екзотермічності процесу полімеризації. Протез підлягає переробці.

2. *Пористість стиснення* виникає при недостатньому тиску при формуванні мас, внаслідок чого окремі частини форми не заповнюються формувальною масою і утворюються порожнини. Зазвичай цей вид пористості спостерігається в кінцевих, витончених частинах конструкції.

3. *Гранулярна пористість* виникає як результат нестачі мономеру. Найчастіше мономер випаровується з відкритої посудини, де дозріває пластмасове тісто, або при контрольному розкритті кювети і тривалому знаходженні її в такому стані. Мономер легко випаровується з поверхні, внаслідок чого гранули полімеру виявляються недостатньо зв'язаними, пухкими. Поверхня відкритої маси висихає, набуває матового відтінку. Формування такою масою призводить до появи крейдових смуг або плям, а гранулярна пористість різко погіршує фізико-хімічні властивості пластмаси.

4. *Внутрішня напруга в пластмасі при полімеризації* виникає у тих випадках, коли охолодження та затвердіння її відбувається нерівномірно у різних частинах. У пластмасових виробах завжди є значні внутрішні залишкові напруги,



що призводить до розтріскування і жолоблення. Вони з'являються в місцях зіткнення пластмаси зі сторонніми матеріалами (порцеляновими зубами, клямпами, металевим каркасом, відростками кламерів тощо). У даному випадку ці явища є результатом різних коефіцієнтів лінійного та об'ємного розширення пластмас, порцеляни, сплавів металів. У місцях переходу масивних ділянок пластмасового виробу в тонкі також виникають залишкові напруги. Справа в тому, що в товстих ділянках усадка пластмаси має більшу величину, ніж у тонких. Різкі перепади температури при полімеризації викликають або посилюють пружні деформації. Це, зокрема, викликано випередженням твердіння зовнішнього шару виробу. Потім затвердіння внутрішніх шарів викликає зменшення їх об'єму і вони виявляються під впливом напруги, що розтягує, оскільки зовнішні шари при цьому вже набули жорсткості.

5. Порушення процесів полімеризації призводить також до того, що *мономер повністю не вступає в реакцію і частина його залишається у вільному (залишковому) стані*. Полімеризат завжди містить залишковий мономер. Частина мономеру, що залишився в пластмасі, зв'язана силами Ван-дер-Вальса з макромолекулами (зв'язаний мономер), а інша частина знаходиться у вільному стані (вільний мономер). Останній, переміщуючись у протезі (апараті), виходить у ротову рідину і розчиняється у ній. Він викликає запалення слизової оболонки ротової порожнини, різні алергічні реакції організму. Базисні пластмаси при правильному режимі полімеризації містять 0,5 %, самотверднучі - 3,5 % залишкового мономеру.

6. *Дрібна пористість на поверхні протеза*. З'являється внаслідок надлишку мономеру. Зубний технік протирає мономером поверхню базису. Ця пористість не зішліфовується, протез підлягає переробці.

7. *Дефект або пори* від нестачі пластмасового тіста під час пакування.

### II. Полімеризація у полімеризаторі для сухої полімеризації під тиском.

Апарат являє собою металевий циліндр, усередині якого в нижній частині є нагрівальний елемент і термодатчик. Нагрівальний елемент працює від мережі 220 Вт. Термодатчик підтримує всередині циліндра постійну температуру 150 °С. У металевий циліндр ставлять кювету із запакованою пластмасою без верхньої та нижньої кришок. Металевий циліндр закривають кришкою, яка кріпиться за допомогою різьбового з'єднання з компресором, який нагнітає повітря в камеру циліндра до 4-5 Атм. Полімеризація в цьому апараті проводиться протягом 2 год.



### III. Полімеризація в удосконаленому апараті для ливарного пресування.



Отримати виріб із пластмаси можна також методом лиття під тиском - *інжекційним формуванням*. Лиття під тиском проводять у спеціальних апаратах, що складаються зі шприц-пресу та спеціальної кювети, куди пластмасове тісто вдавлюється через ливникові канали. Однією з переваг



цього є те, що формувальна маса під час всього процесу полімеризації знаходиться під тиском. При цьому через ливники у форму може надходити певна кількість маси, що може значно компенсувати усадку.

Для формування зубних протезів методом лиття під тиском можуть бути використані акрилові пластмаси, полікарбонати, вінілакрилати та ін.

За допомогою комплекту SR-Івокап фірми «Івоклар» (Ліхтенштейн) *можлива гаряча полімеризація пластмаси з компенсацією усадки в умовах постійного тиску*. Дозований в капсулах поліметилметакрилат інтенсивно замішується і потім вводиться під тиском (6 бар, тобто 6 атм.) у спеціальну кювету інжекційно-ливарного апарату. Полімеризація проводиться протягом 35 хв за умов постійного тиску. У спеціальних *теплоізолюючих кюветках* відбувається процес полімеризації спочатку у нижніх, а потім у верхніх шарах пластмаси. Усадка пластмаси, що відбувається при цьому, компенсується відразу наступною порцією матеріалу, що надходить протягом усього робочого етапу.

На цьому принципі засновано *інжекційно-ливарне пресування*. Особливість нагнітальної методики пластмаси – *Палапрес Варіо* полягає в способі формування полімер-мономерної композиції пластмаси, яка протягом 5 хв під тиском нагнітається в кювету через спеціальний циліндр нагнітального приладу. Після закінчення процесу нагнітання кювету фіксують у полімеризаторі на 30 хв при температурі 55 ° С при тиску 2 атм. При другому варіанті заміна воскового базису на полімер-мономерну композицію пластмаси проводиться ливарним пресуванням із використанням системи лівників. Полімеризація здійснюється в полімеризаторі протягом 30 хв при температурі 55 ° С та тиску 2 бар (2 атм.). Точне дозування вихідних матеріалів допомагає уникнути помилок при замішуванні, забезпечує якість виготовлення та точність лінійно-об'ємних розмірів протеза.

*Застосування методик ливарного пресування допомагає уникнути відомих недоліків методу пресування*. Базиси знімних протезів, отримані при проведенні полімеризації у такий спосіб, не мають лінійно-об'ємних змін, що проявляється насамперед збереженням (точністю) міжальвеолярної висоти, забезпечує високу точність та зменшення кількості вільного мономеру. Проте метод має і свої *недоліки*: відсутність візуального контролю за повнотою видалення воску із кювети, відсутність ізоляції гіпсу всередині кювети тощо.

Крім того, *існують методи покращення технологічних властивостей базисів*: методом мікрохвильової полімеризації, застосуванням електромагнітної обробки, використанням ультразвуку.

*Полімеризація в електричній печі*. Кювету із спакованою пластмасою поміщають у піч, коли в ній досягнута температура 80-90 ° С. При цьому температура в печі падає на 25-30 ° С. За 80-90 хв температура всередині печі знову піднімається до 100-110 ° С. При вказаній температурі кювету витримують 10-15 хв, потім піч відкривають та кювету охолоджують.



Проведення процесу полімеризації акрилових базисних матеріалів у *сухожаровій шафі* замість традиційної водяної бані дозволяє отримати більш однорідний матеріал без пористості та шорсткості поверхні. Загальна кількість пор у шліфах базисів протезів, отриманих методом компресійного пресування, у 6 разів менше, а на поверхні, що прилягає до слизової оболонки, в 11 разів менше порівнюючи із зразками, полімеризація яких проводилася у киплячій воді (на водяній бані). У той же час вивчення міцності на розрив і згинання зразків пластмаси АКР-15, отриманих при полімеризації в сухому середовищі, визначило, що міцність на розрив збільшується на 65 %, при статичному вигині - на 12 %.

Найбільш успішним застосування сухоповітряної полімеризації виявилось при виробництві мостоподібних металопластмасових зубних протезів, а також ортодонтичних апаратів безпосередньо на моделі щелеп.

*Мікрохвильове опромінення* має перевагу економії часу перед полімеризацією у воді. Так, наприклад, фірмою «ДжіСі» (Японія) випускається базисна пластмаса *Акрон М Сі* для затвердіння у звичайній мікрохвильовій печі. Полімеризація всієї маси відбувається одночасно («зсередини назовні») протягом 3 хв. При цьому зменшується вміст залишкового мономеру. Пластмаса випускається у вигляді порошко-полімеру різних кольорів (рожевий, безбарвний), прожилками «судин» і рідини-мономера. Для полімеризації даної пластмаси необхідна спеціальна кювета із матеріалу, здатного пропускати мікрохвильову енергію. Застосування нових моделювальних матеріалів та формувальних мас, що містять 20-30 % алюмінієвої пудри, дозволяє отримати базисну пластмасу задовільної якості під впливом мікрохвильової енергії протягом 150 с.

Фахівцями фірми «Дентсплай» (США) запропоновано свій спосіб створення часткових і повних знімних пластинкових протезів із пластмаси *Мікробейз*. Полімеризація здійснюється протягом декількох хвилин *мікрохвильовою енергією* в печі АЕО Мікромат-П при інжекційній подачі (введення матеріалу в кювету під тиском), що значно зменшує полімеризаційну усадку, тобто забезпечує збереження лінійно-об'ємних розмірів базису протеза. Крім того, пластмаса *Мікробейз* не містить метилметакрилату. Матеріал розфасований у картриджі та готовий до безпосереднього застосування, тому робочий час матеріалу не обмежено.

*Енергія світла.* Новим напрямом у вдосконаленні базисних матеріалів є застосування технології процесів світлозатвердіння для отримання базисів. Основою для базисів зубних протезів *Триад* «Дентсплай» (США) є зшита акрилова пластмаса, що має структуру полімерної сітки, яка взаємопроникає і



здатна твердіти під дією блакитного світла з довжиною хвилі 400-500 нм. Пластмаса дає усадку при полімеризації в середньому на 0,2 %, що компенсується витримкою у воді. Перевагою матеріалу *Triad* є відсутність у ньому залишкового мономеру (він не містить метилметакрилату). *Triad* може бути використаний як підкладковий матеріал, при реставрації протезів. Усі маніпуляції з цим матеріалом при перебазуванні знімного протеза можуть проводитися в ротовій порожнині, включаючи початкове затвердіння. Економія часу становить 60 %.

Пластмаса випускається готовою до використання у формі пластин товщиною 2 мм у захищеному від світла пакеті. За консистенцією такий лист дуже жорсткий, і його потрібно попередньо прогріти. У розм'якшеному стані його накладають на підготовлений для реставрації базис протеза і вводять у ротову порожнину. Тут його попередньо полімеризують за допомогою джерела світла, а потім протез піддають полімеризації у спеціальному апараті.



*Енергія ультразвуку.* Експериментально-клінічні дослідження щодо використання як зовнішнього джерела теплової енергії ультразвукового впливу на полімер-мономерну композицію базисної пластмаси не виявили істотного поліпшення фізико-механічних показників міцності базису.

## Висновки.

Знання показань до використання пластмас різних класів, а також розуміння різниці їх структурного складу допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з металами і сплавами, їх властивостями та сферами застосування.

## 7. Матеріали для активізації студентів під час викладання лекції

### Запитання:

1. Основні компоненти пластичних мас.
2. Характеристика базисних матеріалів.
3. Характеристика пластмас для незнімного протезування.
4. Характеристика пластмас для виготовлення індивідуальних ложок, ремонту протезів тощо.
5. Характеристика груп еластичних пластмас.
6. Характеристика термопластів.
7. Способи полімеризації пластмас.

### Тестові завдання:

#### 1. Пластмаси в ортопедичній стоматології використовують для:

- A. виготовлення штучних зубів
- B. металевих коронок
- C. куксових штифтових вкладок

- D. дуг бюгельних протезів
  - E. для базисів знімних протезів
- (правильна відповідь: A, E)

**2. До еластичних пластмас для базисів часткових знімних протезів відносять:**

- A. Карбопласт
- B. Редонт
- C. Ортосил
- D. Протакрил-М
- E. Етакрил

(правильна відповідь: C)

**3. Базисні пластмаси використовуються для виготовлення:**

- A. пластмасової коронки
- B. базису знімних протезів
- C. мостоподібного протеза
- D. фарфорової коронки
- E. комбінованих коронок

(правильна відповідь: B)

**4. Вимоги до пластмас що використовуються для виготовлення знімних протезів:**

- A. міцність, стійкість до середовища, еластичність, легкі в обробці, нешкідливі, твердість, пружність, теплостійкість
- B. нешкідливість, легко вводиться, не деформуватися, давати малу усадку;
- C. мати добру ковкість, міцність, теплостійкість;
- D. не мати усадки, бути природними, твердими, міцними, ковкими;
- E. мати добру твердість.

(правильна відповідь: A)

**5. Для виготовлення незнімних конструкцій використовують пластмасу:**

- A. Фторакс
- B. Синма-М
- C. Етакрил
- D. ПМ-01
- E. Протакрил

(правильна відповідь: B)

**6. Мономер акрилової пластмаси це:**

- A. нейтральний розчин
- B. кислота
- C. спирт
- D. перекис водню
- E. ефір

(правильна відповідь: E)

**7. Безкольорова базисна пластмаса використовується при виготовленні базисів протезів для:**

- A. усунення дії барвників при алергічних реакціях на звичайну пластмасу
- B. покращення хімічної стійкості протеза
- C. зменшення собівартості протеза

- D. покращення естетичних якостей протеза
  - E. Покращення механічних властивостей протеза
- (правильна відповідь: A)

**8. Залежно від поведінки під впливом тепла пластмаси поділяють на:**

- A. зшиті
- B. термостабільні
- C. привиті
- D. лінійні
- E. інертні

(правильна відповідь: B)

**9. Кількість залишкового мономера в пластмасі гарячої полімеризації у % становить:**

- A. 0,2 – 0,5
- B. 2,0 – 3,0
- C. 20,0 – 50,0
- D. 0,02 – 0,05
- E. 0,002 – 0,005

(правильна відповідь: B)

**10. Методи полімеризації базисних пластмас:**

- A. полімеризація за допомогою фотополімерної лампи
  - B. полімеризація на водяній бані в кюветі з гіпсовою формою
  - C. полімеризація в полімеризаторі для сухої полімеризації під тиском
  - D. полімеризація на водяній бані під тиском;
  - E. полімеризація в удосконаленому апараті для ливарного пресування
- (правильна відповідь: B, C, E)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції:** *«Стоматологічні матеріали на основі полімерів. Склад та структура акрилової пластмаси. Властивості пластмас (біосумісність, розмірна стабільність та міцність, механічні та фізичні властивості). Полімерні базисні матеріали. Полімерні матеріали для штучних зубів»*

**Література**

1. Король МД, редактор. Стоматологічне матеріалознавство. Полтава: ФОП Мирон І.А.; 2018. 176 с.
2. Нідзельський МЯ, Шиян ЄГ, Давиденко ГМ та ін. Кросворди з ортопедичної стоматології. Полтава; 2008. 225 с.
3. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 171-182.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 185-202.
5. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 142-187.
6. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: «Книга плюс»; 2008. 125-138.

- Wyatt OH, Dew-Hughes D. Metals, ceramics and polymers. London: Cambridge Univ. Press; 1974. 625 p.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції «Метали та сплави металів. Основні вимоги до сплавів, їх характеристика та клінічне застосування».**

*Основні питання:*

- метали, їх основні властивості.
- сплави, їх термічна обробка.
- сплави на основі благородних металів.
- сплави на основі неблагородних металів
- сплави на основі інших металів.
- легкоплавкі сплави

*Література:*

- Бесов АВ. Металеві сплави для ортопедичної стоматології. Фізика і хімія твердого тіла. 2002; 4: 647-653.
- Нідзельський МЯ, Писаренко ОА, Цветкова НВ, Бабич ВВ. Техніка прецезійного литва в ортопедичній стоматології. Полтава; 2014. 114 с.
- Прокопович ІВ. Металознавство: навчальний посібник. Одеса: Екологія; 2020. 308.
- Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 203-218, 315-319.
- Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 186-195.
- Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 113-124, 139-141.
- Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: Книга плюс; 2006. 99-141, 233-240.

**Лекція №4:** *Метали та сплави металів. Основні вимоги до сплавів, їх характеристика та клінічне застосування*

**Тривалість:** 2 години.

### **1. Науково-методичне обґрунтування теми**

У клініці ортопедичної стоматології широкого застосування набули сплави металів, оскільки чисті метали не відповідають тим вимогам, які ставляться до конструкційних матеріалів, вони недостатньо міцні, дуже дорогі, піддаються корозії. До металів належить абсолютна більшість хімічних елементів періодичної системи Д.М. Менделєєва. Від неметалів вони відрізняються характерними металевими зв'язками з узагальненими і рухомими електронами, що забезпечує металу добру електро- і теплопровідність, міцність.

Ознайомитись з фізико-хімічними властивостями сплавів металів. Вивчити основний склад металевих стоматологічних сплавів і їх застосування, вимоги до сплавів металів.

### **2. Навчальні цілі лекції**

Ознайомлення студентів із фізико-хімічними властивостями сплавів металів, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- групи благородних, неблагородних і допоміжних сплавів металів, які використовуються в ортопедичній стоматології;
- вимоги до сплавів металів їх характеристика.

Ознайомити студентів із основними характеристиками благородних, неблагородних та допоміжних сплавів металів, які використовуються в ортопедичній стоматології; ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору сплавів металів за призначенням та технологією їх застосування:

- благородні сплави металів;
- неблагородні сплави металів;
- сплави металів для металокераміки;
- інші та допоміжні сплави металів.

Викласти основні передумови застосування різних сплавів металів, які використовуються в клініці ортопедичної стоматології ( $\alpha=3$ ).

### **3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)**

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій.

Обґрунтоване використання широкого спектру сплавів металів, які використовуються в ортопедичній стоматології у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

**4. Міждисциплінарна інтеграція:**

Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості сплавів металів.	
2. Хімія	Хімічний склад основних і допоміжних сплавів металів.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом металевих сплавів.	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив різних сплавів металів та їх компонентів на тканини порожнини рота та організм в цілому.	Скерувати пацієнта на проведення алергологічних проб.
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2.Зуботехнічне матеріалознавство	Основні і допоміжні сплави металів для виготовлення ортопедичних і ортодонтчних конструкцій: склад, властивості, застосування, їх взаємодію.	Вибрати сплав металу з урахуванням конструкційного матеріалу та стану тканин протезного ложа.

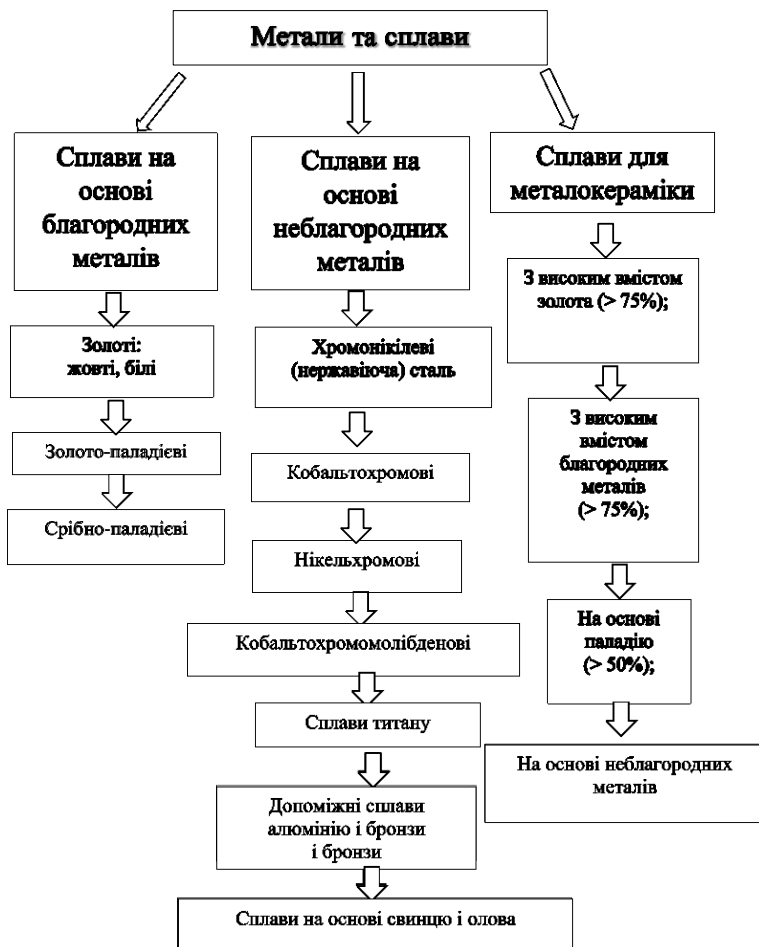
**5. План та організаційна структура лекції**

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b>Підготовчий етап</b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b>Основний етап</b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Метали, їх основні властивості. 2. Сплави, їх термічна обробка. 3. Сплави на основі благородних металів.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня	



	4. Сплави на основі неблагородних металів. 5. Сплави на основі інших металів. 6. Легкоплавкі сплави.	- питання 2 рівня, зразки комплектів, проспекти - питання 2 рівня, - питання 2 рівня, зразки комплектів, проспекти	
3.	<b>Заключний етап</b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

### 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



## Текст змісту лекції:

## Метали

*Метали* – це речовини, що в звичайних умовах характеризуються явищами високої електро- і теплопровідності, ковкості, «металевого» блиску, непрозорості та іншими властивостями, зумовленими наявністю в їх кристалічній решітці великої кількості не пов'язаних із атомними ядрами рухомих електронів провідності.



У природі метали залягають у вигляді *рудних родовищ* у поєднанні з киснем, сіркою та іншими елементами. Металеві руди зустрічаються в супроводі різних домішок, так звана «*порода*».

*Виділення металів з рудної сполуки здійснюється:*

- 1) Шляхом переплавлення;
- 2) Витісненням більш активним металом ряду активності (К, Са, Na, Mg, Al, Mn, Ni, Sn, Cu, Au).
- 3) Методом електролізу (Cu, Ag, K, Na, Al та ін.).

Метали мають кристалічну будову (зернистість), що особливо видно на зламі металу.

При швидкому вистиганні структура буде дрібнозерниста, що визначає твердість і пружність металу. Для одержання дрібнозернистої структури необхідно проводити литво в холодну кювету.



У площині атоми металів утворюють атомну сітку, а в просторі - *атомно-кристалічну решітку*. Іншими словами, *кристалічна решітка* – це уявна просторова решітка, у вузлах якої розташовуються частинки, що утворюють

тверде тіло. Типи кристалічних решіток у металів різні. *Найпоширенішими є:* кубічна об'ємно-центрована, кубічна гранецентрована і гексагональна.

1. *Об'ємноцентрована кубічна (ОЦК):* атоми розташовуються у вершинах куба і в його центрі (вольфрам, хром, молібден, ванадій, титан,  $\alpha$ -залізо).

2. *Гранецентрована кубічна (ГЦК):* атоми розташовуються у вершинах куба і по центру кожної з 6 граней (срібло, золото, нікель, мідь, свинець тощо).

3. *Гексагональна:* в основі якої лежить шестикутник. Може бути двох видів: *проста* і *щільноупакована*.

- *проста*: атоми розташовуються у вершинах комірки і по центру двох основ (вуглець у вигляді графіту);
- *щільноупакована (ЩПУ)*: є три додаткових атоми в середній площині (титан, цинк тощо).

Реальний кристал має точкові, лінійні і поверхневі *структурні недосконалості*.

*Щочкові недосконалості* - окремі атоми мають енергію, що значно перевищує середню, а, відповідно, амплітуда коливань у них більша, ніж у решти атомів. Ці атоми можуть перемішуватися. Особливо легко перемішуються атоми поверхневого шару. Порожнє місце (вакансія) не залишається вільним і заповнюється атомом глибшого шару. У результаті утворення вакансій деформується кристалічна решітка. З підвищенням температури збільшується кількість вакансій. Вакансії відіграють визначальну роль у дифузних процесах, які перебігають у металах.

*Лінійні недосконалості* - дислокації (зміщення, зсув). Провівши в ідеальному кристалі зсув на одну міжатомну відстань однієї частини кристала відносно іншої уздовж будь-якої атомної площини, спостерігають зсув управо лише частини кристала. За такого зсуву кількість рядів атомів у верхній частині кристала на один більше, ніж у нижній. У верхній частині кристала переважний ряд (над кількістю нижніх рядів кристала) є вставленим. Атоми цього ряду утворюють дислокації, намагаються переміститися у врівноважений стан. Кристалічна решітка в зоні дислокації пружно спотворена. Утворення дислокації може відбуватися у процесі кристалізації під час пластичної деформації, термічної обробки. Дислокація має суттєвий вплив на механічні властивості, різко знижуючи міцність металів.

*Поверхневі недосконалості* проявляються на межах зерен. Атоми на них мають менш правильне розміщення, ніж в об'ємі зерна. Це зумовлено тим, що зерна дезорієнтовані і на їх межах виникають дислокації і вакансії.

*Анізотропія кристалів*. У площинах кристалічної решітки атоми розміщені з різною густиною. Ця неоднорідність призводить до того, що багато властивостей кристалів залежать від напрямку їх розташування. Механічні, оптичні, електричні та інші властивості у різних напрямках неоднакові. Таким чином, кристал - тіло анізотропне на відміну від ізотропних аморфних тіл, властивості яких у різних напрямках однакові. Ступінь анізотропності може бути значним. Якщо дрібні анізотропні кристали орієнтовані по-різному, властивості усереднюються і приблизно однакові у всіх напрямках (*квазіізотропність*).

*Кристалізація металів*. Рідкий стан характеризується хаотичним, невпорядкованим розміщенням атомів, що перебувають у безперервному русі. Перехід із рідкого стану в твердий пов'язаний з утворенням кристалічної решітки. Атоми металів займають у просторі визначені місця. Таким чином, перехід металу із рідкого стану в твердий - *кристалізація* - пов'язаний з утворенням кристалів. І навпаки, плавлення, тобто перехід металу із твердого стану в рідкий, супроводжується руйнуванням кристалічної решітки.

*Кристалізація металів складається із двох процесів:*

- 1) зародження в об'ємі рідкого металу кристалічних частинок - центрів кристалізації, чи зародків;
- 2) росту кристалів із цих центрів.

*На перебіг процесів кристалізації впливає охолодження рідкого металу, тобто гальмування кристалізації. Явище переохолодження певною мірою властиве всім металам. Ступінь переохолодження впливає на основні параметри процесу кристалізації – швидкість зародження центрів кристалізації і швидкість росту кристалів. На тлі малих ступенів переохолодження, коли кількість зародків невелика, а швидкість росту досягає великих значень, після затвердіння метал стає *крупнозернистим*. Із збільшенням ступеня переохолодження (швидкості охолодження) кількість центрів кристалізації різко зростає, а це призводить до утворення дрібнокристалічної структури. *Дрібнозернисту структуру металу* на практиці часто створюють, вносячи в розплавлений метал спеціальні добавки - *модифікатори*. Такий метод регулювання структури металу називається *модифікацією*. Модифікація має велике практичне значення, оскільки величина зерна суттєво впливає на механічні властивості металу. Для дрібнозернистої структури механічні показники кращі.*

*Алотропією, чи поліморфізмом*, називають здатність металів у твердому стані мати різну кристалічну будову, а відповідно - і властивості, за різних температур. Алотропні перетворення твердого тіла зводяться до перебудови одного виду кристалічної решітки в іншу. Різні кристалічні форми одного елемента називаються *алотропними модифікаціями*.

### **Метали. Основні властивості**

**Розрізняють:** технологічні, хімічні, фізичні і механічні властивості металів.

*До технологічних властивостей відносять:* рідкотекучість, ліквацию, ковкість, зварюваність, оброблюваність.

*Рідкотекучість* характеризує здатність металу (сплаву) заповнювати ливарну форму.

Виникнення неоднорідності під час затвердіння сплаву в результаті низки причин називається *ліквациєю*. Ліквация зумовлює появу локальних ділянок у литві з різними властивостями. Негативні наслідки ліквациї особливо проявляються при використанні твердих розчинів. Надлишковий компонент, що утворюється залежно від його густини тоне чи впливає у гомогенному розчині, що застигає, а це призводить до неоднорідності. У сплавах евтектичного складу ліквация не відбувається, оскільки вони тверднуть за наявності складу, що не змінюється, і за визначеної температури. Чим більший температурний інтервал затвердіння сплаву, тим більш виражене явище ліквациї. Отже, для розробки оптимальної технології лиття виробів дуже важливо знати тип сплаву. Ліквация погіршує механічні властивості сплавів (в'язкість, пластичність) і знижує корозійний опір.

*Ковкість* - властивість металів і сплавів, що дає можливість проводити з ними такі види обробки: вальцювання, волочіння, штампування. Ковкість характеризується двома показниками - *пластичністю*, тобто здатністю металу піддаватися деформації під тиском без руйнування, і *величиною опору до деформування*. У металів, які мають ковкість, відносно висока пластичність поєднується з відносно низьким опором до деформування. Покращення ковкості низки конструкційних сплавів, які застосовують у стоматології, -актуальна проблема.

*Зварюваність* називають властивість металів або поєднання металів утворювати зварні з'єднання при встановленій технології зварювання, що відповідають вимогам, обумовлених як самою ортопедичною конструкцією, так і її цілісністю в процесі експлуатації.

*Оброблюваність* - здатність матеріалів піддаватися обробці всіма видами різального, шліфувального інструменту, який використовується у зуботехнічних лабораторіях.

*До хімічних властивостей відносять:* корозійну стійкість, розчинність, окиснюваність, жаростійкість.

Для стоматологічних конструкційних матеріалів особливе значення має корозійна стійкість у ротовій порожнині.

*Корозія металу (сплаву)* – руйнування твердих тіл, викликане хімічними і електрохімічними процесами, що виникають на поверхні тіла при його взаємодії із зовнішнім середовищем.

У результаті корозії металевий виріб може втратити низку своїх корисних технічних властивостей, зокрема, знижується міцність і пластичність металу, псується його поверхня, погіршуються електричні та оптичні властивості. Корозійні порушення класифікують за характером зміни поверхні металу в результаті корозії. *Розрізняють такі види корозії:* рівномірну (суцільну), місцеву і міжкристалічну.

*Рівномірна корозія* є найменш небезпечним видом корозії, оскільки в разі достатньої товщини металу механічна міцність виробу в результаті корозії змінюється незначно.

*Місцева корозія (подряпина)* призводить до руйнування лише окремих ділянок металу і виявляється у вигляді плям і крапкових уражень різної глибини. Вона виникає при неоднорідній поверхні, за наявності включень у металі чи внутрішніх напружень. Цей вид корозії дуже різко відображається на механічних властивостях виробу.

*Міжкристалічна корозія* або *інтеркристалічна* (поширюється по кристалах). Характеризується руйнуванням металу по межах зерен (кристалітів). За такої умови порушується зв'язок між кристалітами й агресивне середовище проникає у глибину металу. Продукти корозії залишаються між кристалітами металу, і в низці випадків *міжкристалічна корозія* не спричиняє зовнішньої зміни виробу, але настільки ослаблює міцність металу, що виріб легко ламається руками. *Міжкристалічна корозія найнебезпечніша*, оскільки призводить до швидкого зменшення міцності

металу, причому в більшості випадків процес корозії зовні перебігає непомітно.

*У ротовій порожнині є сприятливі для корозії умови:* ротова рідина є електролітом, наявні сприятливі температурні умови та знакозмінні навантаження, яких зазнають металеві зубні конструкції. Корозостійкими в стоматології є золоті, срібно-паладієві, кобальтохромові сплави, нержавіюча сталь. Стійкість металів може порушуватися під впливом таких причин, як характер поверхні, включення, склад металу, режим термічної обробки, наявність напружень у металі. На грубій шорсткій поверхні процес корозії починається раніше і перебігає активніше.

Корозія посилюється при дії на метал розчинів кислот, деяких солей. При обробці металів шляхом вальцювання, кування, штампування, протягування виникає так званий *наклеп*. Метал стає твердим, втрачає ковкість, у товщині його можуть утворитися тріщини, тобто явища *механічної корозії*. Для відновлення властивостей металу його *піддають випалюванню*. Щоб не виникло окислення, необхідно *протез полірувати до дзеркального блиску*. При нагріванні до 550-850 °С нержавіюча сталь піддається *інтеркристалічній корозії*, тому що по межах зерен (кристалів) металів випадають карбіди, що створює умови для проникнення кисню і підвищення корозійних властивостей. Тому деталі із нержавіючої сталі при випалюванні треба нагрівати до температури 1000-1100 °С до *солом'яно-жовтого кольору* з наступним *охолодженням* на повітрі або у воді.

*До механічних властивостей металів належать:* твердість, міцність, пружність, в'язкість, пластичність, крихкість.

*Залежно від способу прикладання сили методи випробувань механічних властивостей поділяють на:*

- 1) статичні, коли навантаження зростає повільно і плавно (твердість, випробування на розтягнення і стискання);
- 2) динамічні, коли навантаження підвищується із великою швидкістю (випробування на удар);
- 3) випробування при повторно-змінних навантаженнях (випробування на втому).

*До фізичних властивостей належать:* колір, густина, температура плавлення, теплопровідність, розширення і стискання при нагріванні й охолодженні та під час фазових перетворень.

Сплави володіють властивостями, які не мають метали з яких вони утворені. Одержання сплавів полягає в здатності розплавлених Ме розчинятись один в одному. При охолодженні утворюють сплави з



потрібними властивостями: легкоплавкі, жаростійкі, кислотостійкі і т. ін. За однорідністю структури розрізняють сплави: однорідні і неоднорідні.

*Сплав* - суміш двох і більше різних металів з абсолютно новими якостями.

*Сплави металів утворюються у вигляді:*

1. Механічних сумішей (легкоплавкі сплави);
2. Твердих розчинів (частки металів взаємно введені одна в одну – хромонікелевий, мідно-нікелевий сплав, сплав платини із золотом);
3. Хімічної сполуки, наприклад,  $AlCu_2$ .

*У стоматології застосовують сплави, що володіють такими властивостями:* міцність, твердість, ковкість, тягучість.

*Вони відрізняються:*

- теплопровідністю;
- електропровідністю; - металевим блиском;
- особливими магнітними властивостями (парамагнетизм, феромагнетизм).

Крім  $Cu$  і  $Au$ , усі метали мають білий або сірий колір.

**Міжнародними стандартами (ISO, 1989) всі сплави металів поділяють на групи:**

1. Сплави благородних металів на основі золота.
2. Сплави благородних металів, які містять 25-50 % золота або платини або інші дорогоцінні метали.
3. Сплави неблагородних металів.
4. Сплави для металокерамічних конструкцій:
  - а) з високим вмістом золота (> 75 %);
  - б) з високим вмістом благородних металів (золота і платини або золота і паладію - > 75 %);
  - в) на основі паладію (більше 50 %);
  - г) на основі неблагородних металів: кобальту (+ хром > 25 %, молібден > 2 %); нікелю (+ хром > 11 %, молібден > 2 %).

*За їх хімічним складом сплави можна розділити на три групи:*

- 1) сплави на основі  $Au$ ,  $Ag$ ,  $Pd$ ;
- 2) сплави на основі  $Co$ ,  $Ni$ ,  $Cr$ ;
- 3) сплави на основі  $Cu$ ,  $Al$ ,  $Ta$ ,  $Ni$ ,  $Ti$ , а також магнітні сплави ( $Pd-Co$ ,  $Pd-Co-Ni$ ,  $Pd-Ni$ ).

*Сплави на основі благородних металів поділяють:*

- золоті;
- золото-паладієві;
- срібно-паладієві.

*Сплави на основі неблагородних металів:*

- хромонікелеві (нержавіюча) сталь;
- кобальтохромовий сплав;
- нікельхромовий сплав;
- кобальтохромомолібденовий сплав;
- сплави титану;
- допоміжні сплави алюмінію і бронзи для тимчасового користування.

- сплав на основі свинцю і олова, які відрізняються легкоплавкістю.

**За іншими ознаками:**

- за призначенням (для знімних, металокерамічних, металополімерних протезів);
- за кількістю компонентів у сплаві (двокомпонентні, багатокомпонентні);
- за фізичною природою компонентів сплаву (тверді розчини, хімічні сполуки, механічні суміші);
- за температурою плавлення (сплави з низькою температурою плавлення (легкоплавкі сплави), сплави з високою температурою плавлення (кобальтохромові, нікельхромові, титанові).
- за технологією переробки та ін.

Як було зазначено вище, сплави для ортопедичної стоматології класифікують за призначенням виробів із них.

За призначенням виробу або його елемента в ортопедичній стоматології виділяють три групи сплавів:

*Група 1* – сплави бюгельних протезів, кламерів, шинуючих апаратів та інших знімних стоматологічних протезів – виробів із високою міцністю та жорсткістю;

*Група 2* – сплави для виготовлення металокерамічних коронок і мостоподібних протезів;

*Група 3* – сплави для виготовлення суцільнолитих коронок, із покриттям нітридом титану або облицьованих пластмасою, для виготовлення проміжків тощо.

*Вимоги до сплавів металів, що використовуються в клініці ортопедичної стоматології:*

- біологічна індиферентність та антикорозійна стійкість до впливу кислот і лугів у невеликих концентраціях;
- високі механічні властивості (пластичність, пружність, твердість, високий опір на зношування тощо);
- наявність набору певних фізичних властивостей (невисока температура плавлення, мінімальна усадка, невелика щільність тощо);
- технологічних (ковкість, текучість при литві) властивостей, зумовлених конкретним призначенням.

Тому, з метою забезпечення тривалості функціонування зубного протеза, матеріал каркасу повинен мати *високі характеристики міцності і стійкості до деформації*.

*Сплав металів для облицьовання керамікою, повинен відповідати наступним вимогам:*

- утворювати з фарфором міцне механічне з'єднання;
- не викликати зміну кольору фарфору;
- оксиди сплаву не повинні проникати всередину або утворювати з фарфором хімічної сполуки;
- температура розм'якшення сплаву повинна бути вище температури випалу фарфору;



- різниця коефіцієнтів термічного лінійного розширення сплаву та фарфору повинна бути мінімальною в усьому технологічному температурному інтервалі виконання фарфорового облицювання.

Прикладом такого сплаву є золотий сплав *У-Класік* (Швейцарія), в якому відсутні такі елементи, як Ga, Co, Cr, Ni, Be, а вміст неблагородних металів не перевищує 2 % (за масою).

**У класифікації за механічними властивостями сплави поділяють на:**

- *сплави низької міцності* – для виливків, що зазнають незначних механічних навантажень (вкладки);
- *сплави середньої міцності* – для виливків, що зазнають помірних механічних навантажень (вкладки, фасетки);
- *сплави високої міцності* – для виливків, що зазнають великих механічних навантажень (фасетки, тонкі литі металеві каркаси, штифти, коронки та бюгельні протези);
- *надміцні сплави* – для виливків, що зазнають великих механічних навантажень, а також ажурних та тонких у поперечному перерізі виливків (бюгельні протези, каркаси знімних протезів, кламери, литі коронки та часткові знімні зубні протези).

*За фізичною природою компонентів сплаву виділяють:* механічні суміші, тверді розчини і хімічні сполуки.

*Механічна суміш.* Сплав у вигляді механічної суміші виникає у тих випадках, коли метали володіють повною взаємною нерозчинністю у твердому стані і не утворюють хімічної сполуки. Атоми кожного металу утворюють окремі кристалічні решітки, і сплав, що затвердів, складається з механічної суміші зерен кожного компонента. При утворенні механічної суміші, коли кожний елемент кристалізується самостійно, властивості сплаву виходять середніми між властивостями компонентів. Механічні суміші утворюються і тоді, коли компоненти сплаву володіють обмеженою розчинністю чи утворюють хімічні сполуки.

*Твердий розчин.* Сплави цієї групи утворюються елементами, які взаємно розчинні як у рідкому, так і в твердому стані. *Твердим розчином* називається однорідне кристалічне тіло, де в решітку основного металу - розчинника входять атоми речовини, що розчиняється. Твердий розчин, як і чистий метал, мають одну кристалічну решітку. Атоми розчиненого металу можуть розміщуватися у вузлах загальної решітки чи між ними. У міжатомному просторі знаходиться вуглець та інші елементи. Розчинність у твердому стані може бути обмеженою і необмеженою. Тверді розчини, наприклад, утворюють системи нікель-хром, нікель-мідь тощо.

*Хімічні сполуки:* особливий характер металевого зв'язку у сплавах призводить до утворення хімічної сполуки, що має змінний склад. Характерною особливістю металевого хімічного з'єднання є утворення металевої решітки, що відрізняється від решіток окремих елементів і зумовлює суттєву зміну всіх властивостей.

*Вивчаючи процеси, що відбуваються у металах і сплавах, їх перетворення, користуються такими поняттями:* фаза, система, компонент.

*Фазою* називається однорідна за хімічним складом і кристалічною будовою частина системи, відокремлена від інших частин поверхнею розподілу.

*Система* - це сукупність фаз, які знаходяться у рівновазі за визначених умов.

*Компонентами* називають речовини, які утворюють систему. Ними можуть бути елементи (метали, неметали) чи стійкі хімічні сполуки.

### **Сплави, їх термічна обробка**

*Термічною обробкою* називають процеси теплового впливу за визначеними режимами з метою зміни структури і властивостей сплаву. Такій обробці можуть піддаватися метали і сплави, в яких можливі поліморфні перетворення, чи в результаті холодної обробки виник наклеп. *На результат термічної обробки впливають такі чинники:* час (швидкість) нагрівання, температура нагрівання, тривалість витримки і час (швидкість) охолодження.

*Розрізняють такі основні види термічної обробки:* загартування, відпалювання, відпуск і нормалізацію.

*Загартування* - термічна обробка металів і сплавів, що складається з нагрівання сплаву вище від критичної точки, витримки за температури нагрівання і наступного охолодження з такою швидкістю, яка забезпечує утворення *неврівноваженої структури*. При загартуванні спостерігається не лише високий рівень твердості, але й підвищена крихкість.

*Відпалювання* складається з нагрівання вище від критичної точки, витримки за цієї ж температури і повільного охолодження (зазвичай в печі). Під час відпалювання створюються умови для найповнішого перебігу процесів дифузії, у результаті чого отримується рівномірна структура сплаву.

*Відпуск* полягає у нагріванні загартованої сталі до мінімальної температури нижче від критичної точки. З підвищенням температури відпуску дифузійні процеси інтенсифікуються, що призводить до поступового перетворення нерівноваженої структури загартованої сталі у *відносно врівноважену структуру* відпущеної сталі. Остання відрізняється від загартованої сталі меншими внутрішніми напруженнями, більшими пластичністю, в'язкістю, меншою твердістю.

*Нормалізація* полягає у нагріванні вище від критичної точки, витримці та охолодженні на повітрі. У результаті нормалізації структура сталі стає менш нерівноваженою, ніж після відпалювання. Це надає нормалізованому металу, порівнюючи із відпаленим, дещо більшу міцність і твердість за незначно зниженою пластичністю. *Основною метою відпалювання і нормалізації є* утворення однорідної урівноваженої структури сплаву, що визначає кращу здатність піддаватися тому чи іншому виду обробки, або покращення механічних властивостей порівняно з термічно необробленими сплавами.

*Відпалювання і нормалізація частіше застосовуються для відливання та штампування. Термін «гартування» щодо нержавіючих сталей не означає підвищення їх твердості, а характеризує лише швидке охолодження виробів, нагрітих до 1100-1200 °С, за якого отримують *стійку аустенітну структуру*. Така структура нержавіючих сталей за своїми механічними показниками є кращою. Але в результаті повільного охолодження вона нестійка внаслідок перебігу дифузних процесів. Оскільки нержавіючі сталі з аустенітною структурою володіють оптимальними механічними і хімічними показниками, термічна обробка нержавіючої сталі зводиться до фіксації аустенітної структури. Це досягається швидким охолодженням у воді виробів з нержавіючої сталі, нагрітих до температури 1100-1200 °С. Під час швидкого охолодження розпад не встигає відбутися і зберігається аустенітна структура. У зубопротезній практиці термічну обробку нержавіючих сталей здійснюють для зняття наклепу (зменшення твердості), після механічної обробки, штампування і кування, а також з метою виправлення структури після лиття чи зварювання (спаювання) виробу. Термічну обробку (відпалювання) для зняття наклепу проводять, нагріваючи виріб до 500 °С з наступним повільним охолодженням на повітрі.*

#### **Сплави на основі благородних металів (золота, срібла)**

*Сплави на основі благородних металів застосовують у двох випадках:*

- 1) сплави для виготовлення вкладок, коронок і мостоподібних протезів;
- 2) сплави для облицювання фарфором.

Серед благородних металів в ортопедичній стоматології використовують Au та Ag, сплави яких мають високі ливарні та технологічні властивості, високу корозійну стійкість, але відносно невисоку міцність. У користувачів таких виробів значно рідше виявляється *ідіосинкразія* – підвищена чутливість організму до певних речовин та впливів. До складу золотих сплавів можуть входити Ag, Pt, Ra, In, Ru, Ro, Cu, Zn. При цьому Cu та Zn у золотих сплавах виконують функції розкислювачів та модифікаторів, а Cu, Ag та Pt вводять у сплави з метою підвищення їх пружних властивостей та твердості.

#### **Сплави на основі золота**

*Золото* - благородний жовтий м'який метал, у природі поширений в чистому самородному стані. Метал тягучий, з нього можна виготовити фольгу товщиною 0,14 мкм. Температура плавлення 1063 °С, питома вага - 19,3, тобто це один із найважчих металів, усадка при затвердінні 1,2. Він стійкий до води, повітря та фізіологічних рідин. Розчиняється в «царській горілці» (одна частина азотної і 2 частини соляної кислоти), у звичайних умовах не окислюється.

Золото у чистому вигляді, як ливарний зуботехнічний матеріал, в ортопедичній стоматології не використовують, через його низьку твердість, міцність, пружність тощо. Проте, сплави на основі Au або із додаванням його знайшли широке застосування в ортопедичній стоматології. Найбільш поширеними є сплави 900 і 750 проб (метрична вимірвальна система) і припій.

У ряді країн чисте золото відповідає 24 каратам (*каратна вимірвальна система*).

За кольором золоті сплави поділяють на *жовті* та *білі*, за вмістом золота – на *високопробні* та *низькопробні*, за здатністю до термозміцнення – на *ті, що зміцнюються*, й *ті, що не зміцнюються гартуванням* та ін. Залежно від масового вмісту *Au* зуботехнічні жовті золоті сплави поділяють на *високо-* та *низькопробні*.

До *високопробних* відносять золоті сплави не нижче 630-ї проби.

*Сплав золота 900-ї проби* (90 % *Au*, 6 % *Cu*, 4 % *Ag*, за масою) використовується для протезування коронками, мостоподібними протезами. Коронки виготовляють з дисків діаметром 18, 20, 23, 25 мм, завтовшки 0,25-0,3 мм і блоків для відливання тіла мостоподібних протезів по 5 г. Температура плавлення дорівнює 1063 °С. Він пластичний і в'язкий, легко піддається штампуванню, вальцюванню, куванню, а також литву. Дуже м'який, тому потребував підливання коронок.

*Сплав золота 750-ї проби* (75 % *Au*, 9 % *Pt*, 8 % *Cu*, 8 % *Ag*, за масою) використовують для каркасів бюгельних протезів, кламерів, вкладок.



Додавання до цього сплаву 5-12% *кадмію* знижує його температуру плавлення до 800 °С, дозволяючи використовувати як *припій*. Завдяки цьому сплав можна розплавити не оплавляючи інші деталі протеза. Вибілом для золота є *соляна кислота* (10-15 %). *Бекадент* – без кадмієвий припій 750-ї проби.

*Голхадент (Супер-ТЗ)* – термічно зміцнений, зносостійкий сплав (75 % *Au*, 12 % *Ag*) жовтого кольору.



Може використовуватися як для штампованих, так і литих стоматологічних конструкцій. Випускається у вигляді гранул, дисків, дроту. *Плагодент* – (*Au* 85 %, *Pt* 9 %, *Pd* 4 % (під кераміку)). *Толлайдент* (*Au* 85 %, *Pt* 4 %, *Ag* 5 %) – припій без кадмію.

За рівнем твердості сплави золота поділяють на чотири типи: I – м'який, II – середній, III – твердий, IV – надтвердий.

*Склад сплавів золота для використання в стоматології (за даними «ASM Metals Handbook»)*

Тип сплаву	Масова частка, %					
	Au	Cu	Ag	Pd	Pt	Zn
I (м'який)	79,0-92,5	2,0-4,5	3,0-12,0	0,05	0-0,5	0-0,5
II (середній)	75,0-78,0	7,0-10,0	12,0-14,5	1,0-4,0	0-1,0	0-0,5
III (твердий)	62,0-78,0	8,0-11,0	8,0-26,0	2,0-4,0	0-3,0	0-1,0
IV (надтвердий)	60,0-71,5	11,0-16,0	4,0-20,0	0-5,0	0-8,5	1-2,1

*Примітка.* У деяких випадках, у сплавах II - IV типів Zn замінюють In

До низькопробних золотих сплавів відносяться сплави 400 ... 630-ої проб золотистого кольору. *Істотним недоліком* низькопробних золотих сплавів є їх відносно невисока корозійна стійкість, що призводить до потемніння поверхні виробів у ротовій порожнині після 6 - 8 місяців із моменту їх встановлення. Як і при виробництві ювелірних виробів, плавлення жовтих золотих сплавів ведуть на повітрі. Плавлення сплавів зі значною часткою Cu та Zn ведуть у відновлювальному середовищі або під флюсом.

Порівнюючи з жовтими, *білі золоті сплави* менш стійкі до окислювання і менш технологічні при литті. Наявність значної кількості Pd у сплавах *підвищує газонасиченість* розплавів цих сплавів, що для отримання якісних литих виробів вимагає суворого дотримання технології плавлення та лиття.

Білі золоті сплави поділяють: *на ті, що не піддаються* (вміст Cu 6 - 10 %) і *піддаються* (вміст Cu – 20 - 25 %) гартуванню. Як правило, білі золоті сплави виконані *на основі сплавів потрібної системи Au–Ag–Pd*.

У даний час для виготовлення зубних протезів використовують високопробні золоті паладієві сплави, у числі яких сплави *Супертал, М-Паладор* та ін. *Паладор* (Сербія) – сплав на основі Au–Ag–Pd. Сплав не містить Ni, Be, Cd і використовується для виробництва незнімних протезів. *Стабілор – G, Стабілор–GL* (Німеччина) – надтверді золото-паладієві сплави зі зменшеним вмістом Au. Сплави використовують для виробництва коронок і мостоподібних протезів.

### **Сплави на основі срібла**

Чисте *срібло*, як і золото, для зубних протезів непридатне. Це зумовлено тим, що при контакті зі слиною і окисленні срібла у ротовій порожнині утворюються хімічні сполуки Ag, які не завжди сприятливо впливають на організм пацієнта.

Тому у стоматологічній ортопедії використовують вироби виключно зі сплавів срібла. Стоматологічні сплави на основі Ag містять значну кількість (13 - 25 %, за масою) Pd – основного легувального компонента. У зв'язку з цим, дані сплави називають ще й *срібно-паладієвими сплавами* (СПС). За фізико-механічними властивостями вони нагадують сплави золота, але *поступаються їм за корозійною стійкістю і темніють у ротовій порожнині*, особливо при кислій реакції слини. Ці сплави пластичні, ковкі. Застосовуються при протезуванні вкладками, коронками і мостоподібними протезами.

Паєння *срібно-паладієвих сплавів* проводиться золотим припоєм. Вибілом служить 10-15 % розчин соляної кислоти.

*Сплав ПД-250* містить 24,5 % паладію, 72,1 % срібла. Випускають у вигляді дисків діаметром 18, 20, 23, 25 мм і стрічок завтовшки 3,3 мм.

*Сплав ПД-190* містить 18,5 % паладію, 78 % срібла. Випускають у вигляді дисків завтовшки 1 мм при діаметрі 8 та 12 мм.

*Сплав ПД-150* містить 14,5 % паладію, 84,1 % срібла, а сплав ПД-140

відповідно 13,5 та 53,9 %.

*Як легуючі елементи до сплаву входять:* мідь, алюміній, олово, вісмут, сурма, свинець, кадмій, цинк, магній.

*Для поліпшення ливарних якостей і захисту срібла від корозії у сплав додають золото.*

В ортопедичній стоматології застосовується сплав: Ag - 72 %, Pd - 22 %, Au - 6 % для виготовлення литих вкладок, кріплень для фасеток у мостоподібних протезах. Температура плавлення срібно-паладієвих сплавів 1100-1200 °С.

У ротовій порожнині *срібно-паладієві сплави* не створюють значних мікрострумів як між собою, так і у поєднанні із золотими сплавами. У той же час, *їх використання із нержавіючою сталлю неприпустимим*, оскільки у ротовій порожнині вони утворюють гальванічний елемент, що створює умови для появи хронічної інтоксикації організму пацієнта.

*Фізико-механічні та технологічні властивості* цих сплавів у значній мірі залежать від стабільності їх складу. Із вигоранням Zn і Cd зі сплаву при його переплавленні підвищується температура плавлення сплаву, погіршуються технологічні та ливарні властивості. Із цієї причини при переплавленні первинного («свіжого») сплаву не рекомендується використовувати більше 50 % (за масою) власного звороту.

*Паладент* - Pd 60 %, Au 10 %, температура плавлення 1105 °С, випускається у вигляді гранул або індивідуальних литих заготовок для металокерамічних протезів.



Фірма «3М» (США) із еластичного сплаву срібла і олова розпочала випуск стандартних тимчасових коронок *Ізо-Форм* для захисту молярів і премолярів після їх препарування. Такі коронки не тільки легко піддаються обробці, але й легко розтягуються і змінюють свою форму при збереженні міцності.

### **Стоматологічні сплави на основі благородних металів для виготовлення металокерамічних виробів**

Використання фарфору при стоматологічному протезуванні дозволило отримати металокерамічні протези, які поєднують високі естетичні властивості фарфору з високими фізико-механічними властивостями металу.

Для реалізації даної технології використовують стоматологічні сплави з високою температурою плавлення, які утворюють із фарфором міцні механічні з'єднання та не змінюють його колір і відтінок у ротовій порожнині.

До числа металевих матеріалів, які використовують для виробництва металокерамічних протезів відносяться сплави на основі благородних і дорогоцінних металів: *Камеолит* (0,95 % Au, 49,95 % Pd, 42,20 % Ag, 6,66 % Sn); *Керамко білий* (50,09 % Au, 30,28 % Pd, 14,73 % Ag, 2,26 % Sn, 2,34 % In); *Камео* (51,5 % Au, 29,5 % Pd, 12,1 % Ag, 6,8 % In); *Вівостар* (54,2 % Au, 25,4 %, 15,7 % Ag, 4,6 % Sn); *Керамко I* (87,7 % Au, 4,6 % Pd, 1,0 % Ag,

0,6 % In, 6,1 % Pt, 0,2 % Fe); *Керамка II* (84,0 % Au, 2,0 % Pd, 2,7 % Ag, 0,4 % Sn, 0,5 % In, 10,0 % Pt, 0,4 % Fe).

*Недоліками більшості сплавів на основі благородних і дорогоцінних металів є їх висока вартість та низька міцність з'єднання з фарфоровим покриттям. Для підвищення міцності зчеплення з фарфором на поверхню металевого каркасу наносять адгезивний шар, що не тільки ускладнює технологію виробництва зубного протеза, а й збільшує його вартість.*

Таким чином, сплави на основі дорогоцінних і благородних металів характеризуються найбільш високими ливарними властивостями і найбільшою корозійною стійкістю, але за міцністю і пружністю поступаються сплавам неблагородних металів.

### **Сплави на основі неблагородних металів**

*Сплави металів, які випускають для ортопедичної стоматології, поділяють:*

- сплави для литих знімних протезів - *Бюгодент*;
- сплави для металокерамічних протезів - *КХ-дент*;
- нікелехромові сплави для металокерамічних протезів - *ФХ-дент*;
- залізонікельхромові сплави для зубних протезів - *Дентан*.

### **Сплави на основі Co, Ni, Cr.**

Використовують при виготовленні каркасів штучних коронок облицьованих керамікою і дугових протезів методом литва. Такі сплави відрізняються високою міцністю, твердістю і достатньою лінійною й об'ємною точністю. Сплави цієї групи, що розроблюються, охоплюють такі основні системи: *Co-Cr, Ni-Cr, Ni-Co-Cr*.

### **Сплави на основі кобальту.**

Стоматологічні сплави на основі кобальту містять значну кількість (23 - 29 %, за масою) Cr - основного легувального компонента, тому такі кобальтові сплави називають ще й *кобальтхромовими сплавами (КХС)*.

Уперше *кобальтохромовий* сплав було введено у стоматологічну практику під назвою *Vitalium* у 1933 р. *Erde i Prange*. Нині ці сплави під різними торговими марками (*Vitalium, Vinтам, Візіл, Віріліум, Шіраніум, Ораліум, Рубаніст, Лікзоніум* тощо) випускають різні фірми Європи та США.

Основу стоматологічних КХС складають Co, Cr і Ni, сумарний масовий вміст яких у сплаві має бути щонайменше 85 %. Такий вміст Co, Cr і Ni у КХС попереджає їх корозію у ротовій порожнині, забезпечує виробам високу твердість і міцність. У стоматологічному протезуванні КХС - одні із найбільш затребуваних. У даний час тільки із КХС можливо виготовити суцільнолитий зубний протез будь-якої конструкції. Вони застосовуються для лиття конструкцій високої точності (каркаси литих мостоподібних протезів, дугових, протезів і литих базисів для знімних протезів). Ці сплави мають незначну усадку і мають гарні механічні властивості. Сплав КХС із температурою плавлення 1460 °С містить: Co - 67 %, Cr - 26 %, Ni - 6 %, Mo і Mn - по 0,5 %.

Стоматологічні КХС, які використовують для протезування, *не повинні містити більше 29 % Cr*, щоб уникнути появи у сплавах крихкої  $\sigma$ -фази та різкого зниження їх ливарних властивостей. Для підвищення міцності у КХС із вмістом  $C = 0,2 - 0,3$  % додатково вводять 4 - 6 % Mo і 1 - 2 % Nb. Збільшення вмісту  $C$  від оптимального значення призводить до підвищення твердості та крихкості КХС, зменшення - знижує плинність і межу міцності на розрив. У той же час наявність  $C$  у сплаві знижує його температуру плавлення, ліквідує і підвищує його рідкоплинність. Із метою підвищення рідкоплинності у КХС також додатково вводять малі добавки Si, Mn, Ni. Введення домішок змінює властивості сплаву.

Корозійний опір сплаву забезпечує високий вміст *хрому* (Cr), що утворює пасивну плівку на його поверхні. *Кобальт* (Co) надає сплаву твердості. Для отримання дрібнокристалічної структури та посилення міцності вводять *молібден* (Mo).

Для збереження властивостей металу під час різних його обробок необхідна оптимальна кількість *вуглецю* (C). У якості карбідоутворювального елемента використовують *вольфрам* (W), який зв'язує надлишок вуглецю. *Марганець* (Mn), *кремій* (Si) і *залізо* (Fe) покращують якість литва, підвищують рідкотекучість.

Крім КХС відомі такі сплави на основі кобальту *Shot-Аlloy* (США), *Ретаніт - 2000* (Німеччина).

*Відносно лиття в ортопедичній стоматології КХС* прийнято поділяти за температурою плавлення на два типи – *сплави з температурою плавлення нижче за 1316 °С і вище за 1316 °С*. Такий розподіл КХС на групи зумовлено тим, що на відміну від першої групи, для виготовлення виливків із другої групи КХС не можна використовувати формувальні суміші на гіпсовій основі. Сплави обох груп характеризуються високими фізико-механічними властивостями.

*Фізико-механічні властивості КХС:*

- твердість за Брінеллем 2500 МН/м<sup>2</sup>;
- міцність під час розтягування 700 МН/м<sup>2</sup>;
- густина 8 г/см<sup>3</sup>;
- температура плавлення 1458 °С;
- температура затвердіння 1393 °С;
- температурний інтервал кристалізації сплаву 65 °С;
- витримує перегрівання до 200 °С;
- вільна усадка досягає 1,8-2,0 %.

Такі характеристики дозволяють відливати якісні, ажурні зуботехнічні вироби високої міцності. Сплав КХС володіє добрими ливарними властивостями, рідкотекучістю, не ліквідується (не відбувається внутрішньокристалічна ліквідація при охолодженні). Протези із КХС стійкі до стирання, тривалий час зберігають дзеркальний блиск поверхні, що створена поліруванням.



Усадка сплаву КХС під час лиття не є однозначною величиною і залежить від складності конфігурації литва, міцності, температури, форми та температури розплавленого металу під час заливання його у форму. Різні технологічні заходи компенсують частину усадки, і кінцева усадка деталей зуботехнічних протезів може складати лише частки відсотка.

До числа вуглецевистих безнікелевих сплавів відносяться КХС серії *Бюгодент* (Німеччина), які повністю відповідають ними медичним стандартам європейських країн. Вони мають питому щільність при 20 °С близько 8350 кг/м<sup>3</sup> твердість (за Брінеллем) – 360 - 400 НВ, tL- 1400 °С. Первинні сплави *Бюгодент* виплавляють в умовах вакууму.

*Бюгодент ССN vac* (нормальний) містить 65 % Со, 28 % Сr і 5 % Мо, а також підвищений вміст С і не має у своєму з'єднанні Ni. Повністю відповідає медичним стандартам європейських країн. Високі параметри міцності.

*Бюгодент ССС vac* (м'який) відповідає основному хімічному складу вітчизняного сплаву КХС. Але виплавляється на чистих шихтових матеріалах у високому вакуумі з вузькими межами відхилень складових компонентів.

*Бюгодент ССН vac* (твердий) містить 63 % Со, 30 % Сr, і 5 % Мо. Сплав має максимальний вміст С - 0,5%, додатково легований Nb (2 %) і не має у своєму складі Ni.

*Бюгодент ССС vac* (мідь) містить 63 % Со, 30 % Сr, і 5 % Мо. Хімічний склад сплаву містить у собі Cu і підвищений вміст С - 0,4%. У результаті цього сплав має високі пружні і міцнісні властивості. Наявність Cu в сплаві полегшує полірування і проведення іншої механічної обробки протезів.

До складу сплаву *Бюгодент ССL vac* (рідкий), крім 65 % Со, 28 % Сr і 5 % Мо, введені В і Si. Цей сплав володіє високою рідкоплинністю, збалансованими властивостями, які значно перевищують вимоги німецького стандарту DIN 13912. Відповідає медичним стандартам європейських країн.

Сфера застосування виробів зі сплавів *Бюгодент* – литі бюгельні протези, кламери, шинуючі апарати. Присутність вуглецю у КХС не дозволяє використовувати їх у виробництві металокерамічних виробів.

Тому **при протезуванні металокерамічними протезами** використовують вироби *із безвуглецевого КХС*, наприклад, *Віталліума* або подібних йому сплавів (*КХ-Дент*, *КХ-Дент СN*, *Цель-К* і т. п.)

*Сплави КХ-Дент* - для литих металевих каркасів із порцеляновим облицюванням. Оксидна плівка дозволяє наносити керамічне покриття із коефіцієнтом термічного розширення (в інтервалі температур 25-500 °С) 13,5-14,2 x 10<sup>-6</sup>.

*КХ-дент СN vac* (нормальний) містить 67 % Со, 27 % Сr і 4,5 % Мо. Хімічний склад модифікації CN vac близький до модифікації ССС, але не містить С і Ni. Це покращує його пластичні характеристики і знижує твердість. Повністю відповідає медичним стандартам європейських країн.

*Сплав КХ-дент СВ vac* (Bondy) - 66,5 % Со, 27 % Сr, 5 % Мо. Має хороші ливарні і механічні властивості. Аналог сплаву *Бон-Ділл* (Німеччина).

*Стомікс* - стійкий до корозії КХС, призначений для каркасів дугових (бігельних) протезів і для облицювання керамікою. Має хороші ливарні властивості (підвищена вологотекучість, мінімальна усадка), добре обробляється стоматологічними абразивами, технологічний на всіх етапах протезування. Має стабільну окисну плівку і термічний коефіцієнт лінійного розширення  $14,2 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  в інтервалі температур  $25\text{-}500 \text{ } ^\circ\text{C}$ , близький до порцелянових мас, що забезпечує надійне з'єднання сплаву з порцеляновими масами, виключає деформацію і дає можливість створювати більш тонкі, ажурні каркаси протезів.

*Комохром* (Словенія) - сплав кобальта, хрому і молібдену для каркасів знімних зубних протезів. Він не містить Ni і Be, має хороші фізико-хімічні властивості. Температура плавлення –  $1535 \text{ } ^\circ\text{C}$ , щільність сплаву досягає  $8,26 \text{ г/см}^3$ .

Випуск сплавів для лиття зубних протезів на основі кобальту розпочато в Україні в Одеському НДІ стоматології:

*Целліт-К* (осн.– Co; 24 % Cr; 5 % Mo; C, Si, V, Nb). Легуючі добавки забезпечують високу адгезію кераміки і металу. Хімічний склад і властивості сплаву близькі до відомого сплаву *Бонділлоу* «Крупн» (Німеччина).

*Целліт-Б* - на основі кобальту, хрому і молібдену для кламерів бігельних зубних протезів, з підвищеними пружними властивостями. Хімічний склад і властивості сплаву близькі до відомого сплаву *REMANTUM SM-380* «DENTAURUM» (Німеччина). Сплави серії *Целліт* виплавляються у вакуумних індукційних печах з хімічно чистих шихтових компонентів у вигляді заготовок вагою 8-10 г.

*КХС* (кобальто-хромовий сплав) - традиційний сплав на основі кобальту, хрому і молібдену. Хімічний склад і властивості сплаву близькі до відомого сплаву *Віталіум* (США).

В Україні розроблені також нові експериментальні стоматологічні кобальто-хромові сплави *Пластокріст* і *Керадент*, леговані нікелем, вуглецем, титаном, марганцем, алюмінієм, кремнієм, молібденом та іридієм.

До складу сплаву *Пластокріст* входять наступні основні компоненти: мас. %: Co - осн., Fe - 30 %, Ni - 17 %, Cr - 18-25 %, Mn - 1 %, Al - 0,8 %, C - 0,2 %. Сплав призначений для виготовлення металевих каркасів суцільнолитих конструкцій незнімних зубних протезів, облицьованих пластмасами або фотополімерами.

Сплав *Керадент* містить: Co - осн., Cr - 15-29 %, Mo - 7 %, Ni - 10 %, Al - 0,2 %, C - 0,2 %. Він може використовуватися для усіх видів суцільнолитих зубних протезів.

**Для виготовлення зубних протезів з флюоропатит-склокерамічного матеріалу** треба використовувати сплав: *d. SIA №30* - кобальто-хромовий «Ivoclar Vivadent A G», «Schaap» (Німеччина).

*Кобальто-хромові сплави* випускають у вигляді циліндричних заготовок масою 10 і 30 г, запованих по 5 і 15 штук. Їх використовують для виготовлення різних конструкцій суцільнолитих бігельних протезів, знімних шинуючих апаратів, литих кламерів, незнімних суцільнолитих конструкцій зубних протезів, будь-яких деталей до зубних

протезів та зубо-щелепних апаратів. КХС не піддається штампуванню, паянню, згину. *Поєднання високої міцності та в'язкості матеріалу дозволяє створити полегшені конструкції зубних протезів, для яких характерні еластичність, відсутність деформацій і полумок.*

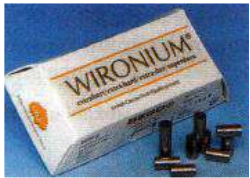
### Сплави на основі нікелю

Стоматологічні сплави на основі нікелю містять до 25 % Cr (за масою) – основного легувального компонента. Тому такі високолеговані нікелеві сплави називають ще й *нікельхромовими сплавами* (НХС). На відміну від КХС, НХС не містять С, у зв'язку з чим використовуються для виготовлення каркасів металокерамічних зубних протезів. Окрім Cr до числа елементів НХС також входять (за масою) Mo (6 - 11 %) і Si (1,5 - 2 %).

*Нікельхромові сплави* містять у середньому до 70 % Ni і до 25 % Cr, інша частина припадає на легуючі елементи. Ці сплави характеризуються кращим зчепленням з фарфором, ніж КХС.



Для наближення коефіцієнта теплового розширення сплаву (КТР) до КТР кераміки *нікельхромові сплави* легують Mo, Fe, B, Al, Si або Fe, Mn, Al.



За кордоном випускають такі сплави: *Dent-NCB, Жемені I, Кераміка, Мікробонд* (США), *Храмікє, P-2* (Франція), *Ультратек* (Ліхтенштейн), *Вірон, Віроніт, Віроніум, Вірон-88, Віробонд С* (Німеччина). Використовують сплави цієї системи з температурою плавлення від 960 до 1360 °С.



Низька температура плавлення і заливання сплаву у форму підвищує його ливарні властивості, що дає можливість одержувати якісні виливки. Низька температура плавлення дозволяє використовувати гіпсові форми.



*Сплави НХС-Дент* не містять Ве (берилій -токсичний метал, що викликає у пацієнтів токсико-алергічні реакції) та Ga і призначені для виготовлення литих металевих каркасів та коронок із фарфоровим облицюванням та інших виробів із силікатним покриттям. Вони мають високу твердість і міцність, легко шліфуються та поліруються. Для виготовлення литих виробів з цих сплавів у складі шихти дозволяється використання до 30 % (за масою) звороту.

*Сплав НХС-дент NS vac* (м'який) - 62 % Ni, 25 % Cr і 10 % Mo. Модифікація сплаву *НХС-дент NL vac* (рідкий) і містить 61 % Ni, 25 % Cr і 9,5 % Mo. *STARBOND-Ni* «Scheffner» (Німеччина) - 60,7 % Ni, 24,0 % Cr, 11,0 % Mo, 1,5 % Si. Твердість - 200 HV10.

*BIOMED-N* «Biomed» (Німеччина) - 64,948 % Ni, 26,30 % Cr, 7,70%Mo, 1,0 % Si, 0,34 % Fe. Твердість - 185 HV10.

*WEST-2005 G.S.V.* «DenSply» (США) - 73 % Ni, 14 % Cr, 8,5 % Mo, Al, Si, Mz и PM3. Твердість - 345 HV10.

*SUPERALLOY G.S.V.* «DenSply» (США) - 73 % Ni, 14 % Cr, 8,9 % Mo, Al, Si, Mz и PM3. Твердість - 345 HV10.

Для виготовлення зубних протезів із флюорапатит-склокерамічного матеріалу треба використовувати сплав: *d. SIC №10* - хромо-нікелевий «Ivoclar Vivadent AG», «Schaan» (Німеччина). Згідно з міжнародними стандартами (ISO) сплави, які містять більше 1 % Ni (за масою), визнані токсичними.

### Сплави залізонікельхромові

Сплав *Дентан Д* містить 52 % Fe, 21 % Ni, 23 % Cr. Він має високу пластичність і корозійну стійкість, має хороші ливарні властивості - невелику усадку і хорошу текучість. Сплав *Дентан ДМ* складають 44 % Fe, 27 % Ni, 23 % Cr і 2 % Mo.

### Нержавіюча сталь

Для виготовлення зубних протезів використовують дві марки нержавіючої сталі - *20X18H9T* та *25X18H102C*. Температура плавлення нержавіючої сталі складає 1460 - 1500 °С. Для паяння сталі використовують срібний припій. Рідиною для відбілювання нержавіючої сталі є водний розчин, у складі якого розведена соляна та азотна кислота.



Із нержавіючої сталі *20X18H9T* фабричним шляхом виготовляють:

- стандартні гільзи для штампованих коронок дванадцяти варіантів;
- кламери із дроту круглого перетину (для фіксації часткових знімних пластинкових зубних протезів);
- еластичні нержавіючі матриці для контурних пломб ЕН;
- смужки металеві сепараційні, методом холодного штампування із сталеві



нержавіючої термообробленої стрічки;

- зуби сталеві (бічні верхні та нижні) для паяних незнімних зубних протезів;
- каркаси сталеві для мостоподібних протезів з наступним облицюванням полімером;
- дріт діаметром від 0,6 до 2,0 мм.

Основними компонентами нержавіючих сталей є залізо, хром, нікель.

Fe. Залізо у природі буває у вигляді оксидів та сірчаних сполук. Це метал синювато-сріблястого кольору. Густина його 7,86 г/см<sup>3</sup>, температура плавлення 1535 °С. Чисте залізо - пластичний та м'який метал, що має твердість за шкалою Мооса 4,5 МН/м<sup>2</sup>.

*Залізо* - хімічно активний метал, у вологому середовищі швидко покривається товстим шаром оксиду. Сплав заліза, що містить від 1,7 до 4,5 % вуглецю, називається *чавуном*. Сталь містить С від 0,1 до 1,7 %. Шляхом термічної обробки можна фіксувати визначені тверді розчини вуглецю у залізі та їх поєднання. Кращими властивостями володіють сплави типу твердих розчинів, що мають аустенітну структуру. Тому в разі використання зуботехнічного виробу слід намагатися зберегти таку структуру.

*Cr*. Хром у природі зустрічається у вигляді різних сполук. Отримують його з хромистого залізняка.

*Хром* - білий метал із синюватим відтінком. Густина його 7,2 г/см<sup>3</sup>, температура плавлення 1910 °С, твердість 9 МН/м<sup>2</sup> за шкалою Мооса, крихкий. Хром володіє високою корозійною стійкістю. Із киснем утворює карбіди - стійкі речовини, що підвищують твердість і крихкість сплавів. Уведення хрому у сплав сприяє утворенню захисної плівки на поверхні останнього, що підвищує його корозійну стійкість. Хром входить до складу нержавіючих та кобальто-хромових сплавів.

*Ni*. *Нікель* зустрічається у природі у вигляді різних сполук (гарнієрит, нікелевий блиск). Це блискучий сріблясто-білий метал. Густина його 8,9 г/см<sup>3</sup>, температура плавлення 1455 °С, твердість за Моосом 5 МН/м<sup>2</sup>. Нікель пластичний - тягучий, ковкий, добре вальцюється. Стосовно хімічних властивостей - малоактивний елемент.

*Co*. *Кобальт* зустрічається у природі у вигляді різних сполук - сульфідів, арсенідів. Густина кобальту 8,65-8,79 г/см<sup>3</sup>, температура плавлення 1480 °С., також малоактивний метал. У зубопротезній техніці використовується як компонент кобальто-хромових сплавів.

*Фізико-хімічні і механічні властивості сплавів визначаються впливом легувальних елементів* у критичних точках на утворення твердих розчинів із залізом та стійких карбідних чи інтерметалевих сполук, на величину зерен.

*Легувальні домішки поділяють на дві групи:*

1) елементи, які утворюють із залізом тверді розчини з високою міцністю, температурою рекристалізації і плавлення, а також такі, що ускладнюють перебіг дифузних процесів у сплаві (нікель, хром, марганець, молібден, вольфрам);

2) елементи, що утворюють у сталі молекулярні сполуки з міцною кристалічною решіткою, крім твердих розчинів, (хром, молібден, вольфрам, титан, ніобій, ванадій).

*Корисний вплив легувальних елементів на структуру і властивості сталі зводиться до:*

1) підвищення стійкості переохолодженого аустеніту, зниження кристалічної швидкості гартування, зниження залишкових напружень, виключення короблення сталей;

2) зміцнення сталі;

3) зменшення схильності до росту зерна при кристалізації, нагрівання в інтервалі температур термічної обробки;

4) зниження активності дифузних процесів, що призводить до підвищення стійкості загартованих сталей.

*Найважливіші легувальні елементи при їх додаванні в сталь впливають на її властивості таким чином:*

1. *Нікель (Ni)* після відповідної термічної обробки зумовлює високу пластичність і в'язкість, а також збільшує розжарюваність, зменшує схильність до росту зерна під час нагрівання, підвищує корозійну стійкість сплаву.

2. *Марганець (Mn)* збільшує міцність під час прожарювання сталі. Є добрим поглиначем, знижує температуру плавлення і сприяє видаленню шкідливих сірчистих сполук із сплаву.

3. *Хром (Cr)* зафарбовує сплав, зміцнює сталь у результаті розчинення у залізній основі та утворення карбідів, підвищує твердість сплаву, стійкість до кислот і корозії.

4. *Молібден (Mo)* володіє сильним впливом одночасно на властивості твердого розчину і карбідної фази, збільшує розжарюваність. Уводиться у нержавіючі сталі для покращення міжкристалічної структури. Надає сплаву дрібнозернистості, що має велике значення для підвищення міцності виробів, зокрема, при виготовленні елементів суцільнолитого знімного зубного протеза.

5. *Кремній (Si)* разом з марганцем надає сплаву рідкотекучості та покращує його ливарні властивості. Якщо вміст кремнію понад 0,5 %, з'являється крихкість сплаву.

6. *Ванадій (V)* різко зменшує схильність сталі до росту зерна при нагрівання, збільшує стійкість до зниження твердості. Він розкислює сталь і покращує її зварюваність унаслідок зв'язування вуглецю з карбідом.

7. *Титан (Ti)* і *ніобій (Nb)* підвищують стійкість до міжкристалічної корозії за рахунок утворення карбідів. Титан сприяє також утворенню дрібнозернистої структури литих виробів.

Прикладом сучасного безнікелевого сплаву може служити *Херанеум SE* й *EH* «Хереус Кульцер» (Німеччина).

*Фірма «ЗМ» (США)* випускає стандартні коронки із нержавіючої сталі для постійних молярів. Існує 6 розмірів коронок (від 10,7 до 12,8 мм із кроком 0,4 мм). Набір містить 24 чи 96 коронок.

*Лиття зуботехнічних виробів із нержавіючої сталі пов'язане з низькою трудністю:* необхідна висока температура плавлення сталі (1400-1450 °С), що забезпечується лише застосуванням високочастотного лиття; для лиття необхідний тугоплавкий формувальний матеріал; сталь легко окислюється під час плавлення; у литві часто утворюються раковини.

### **Сплави на основі інших металів**

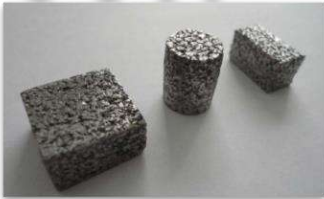
Новий напрямок у стоматологічному матеріалознавстві для виготовлення зубних протезів – це використання сплавів на основі *танталу* та *ніобію*. *Ta* і *Nb* можуть застосовуватися для виготовлення імплантатів. Ці сплави добре

сполучають у собі корозійну стійкість, біологічну інертність і необхідну пластичність.

Сплави на основі *титану*, широко застосовують в хірургічній і ортопедичній стоматології для виготовлення імплантатів як опори незнімних і знімних протезів, а також у якості конструкційного матеріалу для незнімних протезів. Використовують такий сплав: 90 % Ti, 6 % Al, 4 % W. Технологія виготовлення зубних протезів із титанових сплавів розроблена в Японії.



*Титан марку ВЛІ-100* листовий використовується для штампованих коронок (товщина 0,14-0,28 мм), штампованих базисів (0,35-0,4 мм) знімних протезів, каркасів титанокерамічних протезів, імплантатів різних конструкцій.



Для імплантації застосовується також *титан ВЛІ-6*.

Для створення литих коронок, мостоподібних протезів, каркасів дугових (бюгельних), шинуючих протезів, литих металевих базисів застосовується *литий титан ВЛІ5А*. Температура плавлення титанового сплаву складає 1640 °С.

Високий вміст Ti (95 %, за масою) у *сплаві ВЛІ5А* робить його абсолютно інертним до тканин ротової порожнини, забезпечує повну відсутність токсичного, термоізолюювального й алергічного впливу на організм, зберігає у пацієнта дикцію та сприйняття смаку спожитої їжі.

Високі ливарні властивості *сплаву ВЛІ5А* дають можливість виготовлення із нього тонкорельєфних ажурних виробів із надвисоким ступенем повторення найдрібніших деталей рельєфу протезного ложа, що забезпечує швидке і легке звикання пацієнта до протеза.



*Литі вкладки (мікропротези) із титанових сплавів використовують для вирішення цілого ряду стоматологічних завдань, у тому числі: відновлення анатомічної форми групи жувальних зубів, попередження виникнення вторинного карієсу, забезпечення динаміки правильного формування зубних рядів тощо.*

У стоматології застосовуються *пористий титан*, а також *нітінол (нікемід титану)*, що володіє пам'яттю форми, як матеріали для імплантатів.

*Основним недоліком литих титанових виробів є їх висока вартість, зумовлена складністю технології виробництва. Є труднощі отримання виливки (чистий титан плавиться при 1668 °С і легко реагує із традиційними формувальними масами і киснем), тому є необхідність використання спеціального плавильно-заливального обладнання для отримання якісних виливків.*

**Магнітні сплави:** застосовуються для виготовлення знімних зубних протезів. Їх застосування дає можливість виготовляти протези без складних додаткових фіксуєчих елементів. Використовують у поєднанні з постійним магнітом, яким є штучний зуб або пломба у природному зубі. До складу магнітних сплавів входить 30-70 % кобальту або 20-70 % кобальту у поєднанні з нікелем, а також - марганець, алюміній та ін. (до 50 %). Температура плавлення - від 1200 до 1450 ° С. Деякі з цих сплавів можуть бути облицьовані керамікою.

### Легкоплавкі сплави

У практиці зуботехнічних лабораторій для виготовлення штампів при штампуванні коронок, кап, базисів протезів широко використовуються *легкоплавкі сплави*. Вони складаються з кількох компонентів (олово, свинець, вісмут, кадмій). *При з'єднанні вони утворюють сплав по типу механічної суміші*, не утворюють хімічних сполук і не є взаєморозчинними, кожен із цих металів у сплаві зберігає свою кристалічну решітку.



*Наприклад*, температура плавлення Pb 327 ° С, Sn 232 ° С, Vt 271 ° С, Kd 320 ° С. Сплави, отримані з цих металів, мають температуру плавлення від

47 до 95 ° С. Механічний зв'язок різних кристалічних структур у сплаві легко руйнується під час нагрівання. Цим пояснюється той факт, що температура плавлення є набагато нижчою, ніж температура плавлення кожного із його компонентів. Вони володіють добрими ливарними властивостями.

### Висновки.

Знання показань до використання металів і сплавів різних класів, а також розуміння різниці їх структурного складу, допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з технологією використання металів та їх сплавів.

## 7. Матеріали для активізації студентів під час викладання лекції

### Запитання

1. Метали, їх основні властивості.
2. Сплави, їх термічна обробка.
3. Сплави на основі благородних металів.
4. Сплави на основі неблагородних металів.
5. Сплави на основі інших металів.
6. Легкоплавкі сплави.



## Тести

**1. Яку назву мають речовини, одержані шляхом сплавлення двох або більше елементів:**

- A. пластмаса
- B. сплави
- C. залізо
- D. віск
- E. мінерали

(правильна відповідь: B)

**2. За кількістю компонентів розрізняють метали:**

- A. ізоморфні
- B. однокомпонентні
- C. двокомпонентні
- D. поліморфні
- E. рівномірні

(правильна відповідь: B, C)

**3. Який механізм створення усадкових раковин:**

- A. раковина утворюється при недостатній кількості металу при відливці деталей
- B. раковина утворюється в результаті нерівномірного затвердіння поверхневого і глибокого шарів металу
- C. раковини утворюються в результаті дефектів виплавленої моделі

(правильна відповідь: B)

**4. У якому випадку спостерігається рівномірна корозія металу:**

- A. коли метал має дрібнозернисту структуру, наприклад - мідь
- B. при наявності на поверхні металів подряпин, поглиблень, тріщин
- C. при крупнозернистій структурі металу, коли між кристалами одного металу є включення більш активних металів чи карбідів

(правильна відповідь: A)

**5. У якому випадку спостерігається нерівномірна чи місцева корозія металу:**

- A. коли метал має дрібнозернисту структуру, наприклад - мідь
- B. при наявності на поверхні металів подряпин, заглиблень, тріщин
- C. при крупнозернистій структурі металу, коли між кристалами одного металу є включення більш активних металів чи карбідів

(правильна відповідь: B)

**6. У якому випадку спостерігається інтеркристалічна корозія металу:**

- A. коли метал має дрібнозернисту структуру, наприклад - мідь
- B. при наявності на поверхні металів подряпин, заглиблень, щілин
- C. при крупнозернистій структурі металу, коли між кристалами одного металу є включення більш активних металів чи карбідів

(правильна відповідь: C)

**7. Проби сплавів на основі золота, які застосовуються в ортопедичній стоматології :**

- A. 900, 750 з платиною
- B. 750 припій

- C. 900, 750 з платиною, 750 припій
- D. 900
- E. 583.

(правильна відповідь: C)

**8. Припій повинен мати температуру плавлення порівняно з паяним металом:**

- A. нижчою
- B. більш високою
- C. температури плавлення мають бути однаковими
- D. середню
- E. температура плавлення не має принципового значення

(правильна відповідь: A)

**9. Значення кадмію в сплаві золота:**

- A. зниження температури плавлення і надання рідкотекучості
- B. зниження температури плавлення
- C. надання кольору, рідкотекучості
- D. надання рідкотекучості
- E. надання кольору.

(правильна відповідь: A)

**10. Введення яких елементів до нержавіючої сталі забезпечує їй антикорозійні властивості:**

- A. титану
- B. хрому
- C. кремнію, марганцю, титану і нікелю
- D. хрому і нікелю
- E. кремнію, марганцю. (правильна відповідь: B)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції: «Метали та сплави металів. Основні вимоги до сплавів їх характеристика та клінічне застосування»**

**Література**

1. Бесов АВ. Металеві сплави для ортопедичної стоматології. Фізика і хімія твердого тіла. 2002; 4: 647-653.
2. Гапонова ОП, Будник АФ. Сталі та сплави з особливими властивостями: навч. посіб. Суми: Сумський державний університет; 2014. 240 с.
3. Нідзельський МЯ, Писаренко ОА, Цветкова НВ, Бабич ВВ. Техніка прецезійного литва в ортопедичній стоматології. Полтава; 2014. 114 с.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 203-218, 315-319.
5. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 186-195.
6. Прокопович ІВ. Металознавство: навчальний посібник. Одеса: Екологія; 2020. 308 с.
7. Рамусь МО. Конструктивний підхід до використання сплавів металів у стоматології. Український стоматологічний альманах. 2010; 5: 40-42.

8. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 113-124, 139-141.
9. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: Книга плюс; 2006. 99-141, 233-240.
10. Скоков АД. Сплави в ортопедичній стоматології. Новое в стоматології. 1998; 1(1): 28-39.
11. Wyatt OH, Dew-Hughes D. Metals, ceramics and polymers. London: Cambridge Univ. Press; 1974. 625 p.
12. Рамусь М. О. Характеристика сплавів, що використовують в галузі ортопедичної стоматології. Якість та безпечність продукції у внутрішній і зовнішній торгівлі й торговельне підприємництво: сучасні вектори розвитку і перспективи: колективна монографія. Полтава; 2021. 319-335.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції:** *«Технологія використання металів та їх сплавів».*

*Основні питання:*

- технологічні особливості процесів паяння та зварювання.
- технологія плавлення та лиття металів.
- дефекти литва.
- способи обробки литва.

*Література*

1. Бесов АВ. Металеві сплави для ортопедичної стоматології. Фізика і хімія твердого тіла. 2002; 4: 647-653.
2. Гапонова ОП, Будник АФ. Сталі та сплави з особливими властивостями: навч. посіб. Суми: Сумський державний університет; 2014. 240 с.
3. Нідзельський МЯ, Писаренко ОА, Цветкова НВ, Бабич ВВ. Техніка прецизійного литва в ортопедичній стоматології. Полтава; 2014. 114 с.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропагандистика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 203-218, 315-319.
5. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 113-124, 139-141.

**Лекція №5: Технологія використання металів та їх сплавів**

**Тривалість:** 2 години.

**1. Науково-методичне обґрунтування теми**

Головною умовою роботи з металами та сплавами це знання лабораторних етапів різного ступеня важкості. Серед них процеси: нагрівання, охолодження, гартування, прожарювання, відпуску, нормалізації, вибілювання, зварювання, паяння, плавлення, лиття тощо.

Ознайомитись з технологічними особливостями процесів паяння, зварювання, плавлення та лиття металів. Вивчити способи обробки литва та можливі дефекти при литві.

**2. Навчальні цілі лекції**

Ознайомлення студентів із технологічними процесами паяння, зварювання, плавлення та лиття металів ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- технологічні особливості процесів паяння;
- технологічні особливості процесів зварювання;
- технологічні особливості процесів плавлення;
- технологічні особливості процесів лиття.

Ознайомити студентів із основними технологічними процесами паяння, зварювання, плавлення та лиття металів ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із способами обробки литва:

- очищення;
- шліфування;
- полірування.

Викласти основні передумови утворення дефектів литва ( $\alpha=3$ ).

**3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)**

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій. Обґрунтоване використання широкого спектру приладів і апаратів для паяння, зварювання, лиття, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

**4. Міждисциплінарна інтеграція:**

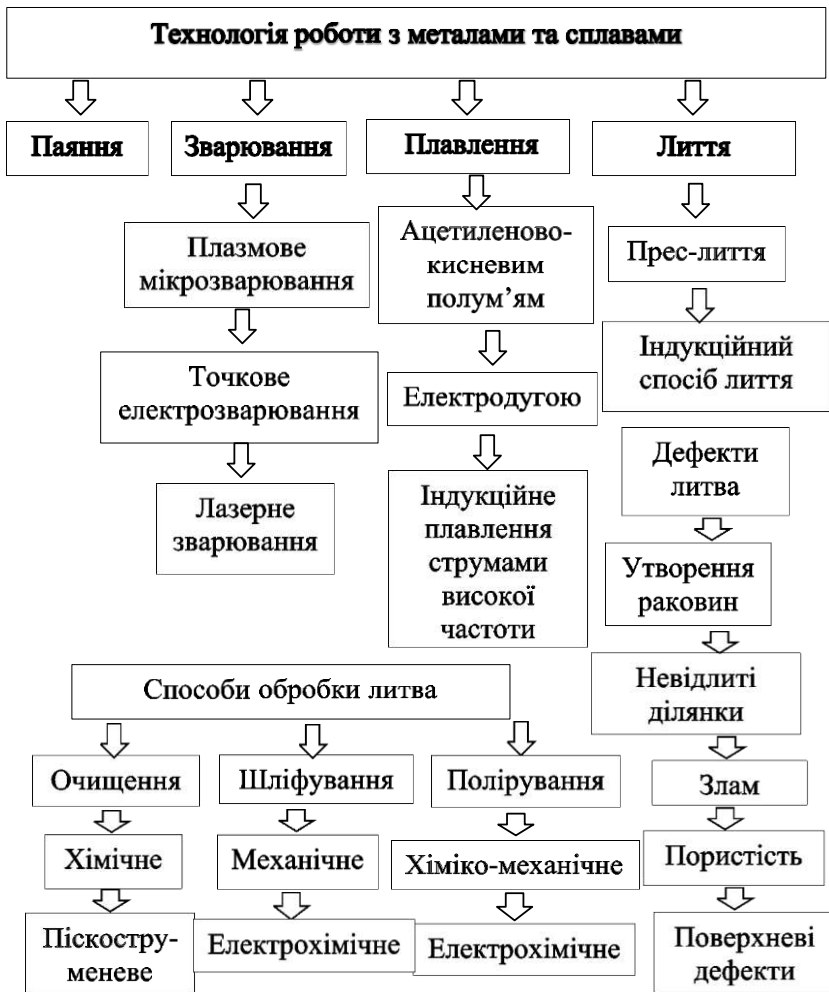
Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості металів і сплавів.	

2. Хімія	Хімічний склад допоміжних матеріалів для паяння, зварювання, плавлення та лиття.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом шкідливих факторів виробництва.	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив матеріалів на тканини порожнини рота та організм в цілому.	
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
Зуботехнічне матеріалознавство	Основні і допоміжні матеріали для паяння, зварювання, плавлення та лиття: склад, властивості, застосування, їх взаємодію із матеріалами для фіксації	Вибрати матеріал для паяння, лиття, очистки протеза, шліфування полірування з урахуванням клінічної ситуації.

### 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b><i>Підготовчий етап</i></b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей	Пункт 2. Навчальні цілі	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b><i>Основний етап</i></b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Технологічні особливості процесів паяння та зварювання. 2. Технологія плавлення та лиття металів. 3. Дефекти литва. 4. Способи обробки литва.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 3 рівня	
3.	<b><i>Заключний етап</i></b>		10 хв.
1.	<u>Резюме лекції, загальні висновки</u>	<u>Перелік навчальної літератури</u>	
2.	<u>Відповіді на можливі запитання</u>		
3.	<u>Завдання для самопідготовки</u>		

## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст змісту лекції:

*Технологія роботи з металами та сплавами включає багато лабораторних етапів різного ступеня важкості. Серед них процеси:* нагрівання, охолодження, гартування, прожарювання, відпуску, нормалізації, вибілювання, зварювання, паяння, плавлення, лиття тощо. Деякі з них уже описані у попередній лекції. *Тому, розглянемо такі технологічні процеси, як* паяння, зварювання, плавлення та лиття.

*Технологічні процеси при застосуванні сплавів металів* (обробка металів тиском, термічна обробка, паяння, зварювання, лиття).

#### **Обробка металів тиском**

Обробка тиском можлива для металів, які мають пластичність.

*Кування* - процес послідовної деформації металу під ударами молотка, що здійснюється на спеціальному ковадлі, яке має відростки (оправлення), що імітують у наближених формах конфігурацію зуба. Найчастіше до кування вдаються при штампуванні коронок для наближення форми гільзи до форми коронки зуба.

*Штампування* (різновид кування) - технологічний процес формування коронки на металевому штампі. При цьому штампований виріб повністю повторює форму штамп. *Види штампування:* зовнішнє, внутрішнє, комбіноване. Процес штампування можна розділити на попередній та остаточний.

*Прокатка* (вальцювання) - процес обтискання металу двома валиками прокатного пристрою, що обертаються. У зубопротезній практиці використовується для отримання заготовок плоского профілю із золотих металевих зливок. При цьому, зближуючи вальці, одержують заготовку різної товщини, що збільшується в довжину та ширину.

*Волочіння* - процес протягування металевої заготовки через отвори в матриці волочильної дошки. У стоматології використовують для отримання дроту із золотих сплавів різних перерізів.

#### **Термічна обробка металів**

Проводиться з метою зміни властивостей та структури сплавів у бажаному напрямку. У процесі обробки сплавів тиском, в результаті пластичної деформації відбувається кристалічний зсув решітки, утворюється наклеп. Термічна обробка відновлює деформовану кристалічну структуру сплаву, його рекристалізацію. У сплаві зникають внутрішні напруження, спотворення кристалічної решітки, відновлюються фізико-механічні властивості.

*Основними видами термічної обробки сплавів є:* відпал, загартування, відпуск металів, нормалізація.

*Відпал* - полягає у нагріванні металу до температури, при якій відбуваються структурні зміни в сплаві витримки при цій температурі та повільному охолодженні (звичай у печі). Відпал золотих сплавів здійснюється до появи червоного кольору. Сталь відпалюють при температурі 1000-1100° С до світло-жовтого, а потім і до білого кольорів. При цьому

покращується структура, пластичність, знімаються внутрішні напруження, наклеп.

*Загартування* - термічна обробка металів і сплавів, що складається в нагріванні сплаву вище критичної точки, витримці при температурі нагрівання із наступним швидким охолодженням. Сталь отримує тверду та міцну структуру, так звану гартовану. Загартування проводиться після паяння шляхом опускання виробу в холодну воду.

*Відпуск металів* - термічна обробка загартованих сплавів, головним чином, нержавіючої сталі: нагрівання нижче критичної точки, витримка та охолодження.

*Нормалізація* - полягає у нагріванні вище критичної точки, витримці та охолодженні на повітрі: для сталі 700-900° С, для золотих сплавів 500-700° С. При цьому відбувається процес рекристалізації, що веде до відновлення колишньої структури. Рекристалізація - це процес виникнення та зростання нових несформованих кристалічних зерен полікристалу завдяки іншим зернам. Рекристалізація проводиться для надання матеріалу найбільшої пластичності.

### **Технологічні особливості процесів паяння та зварювання**

*Паяння* - технологічний процес з'єднання металевих деталей у нагрітому стані за допомогою іншого розплавленого металу або, частіше, сплаву, який заповнює щілину між деталями, надалі кристалізується і таким чином утворює єдину конструкцію. *Паяння здійснюється за використання* високої температури чи занурення деталей, що з'єднуються, у розплавлений з'єднувальний метал (припій) із флюсом. *Процес паяння забезпечується* використанням спеціальних сплавів для з'єднання металевих деталей - *припоїв*. Тобто із самої назви видно, що припій повинен мати більш низьку температуру плавлення порівнюючи із металом, який треба спаяти.

На перший погляд процес паяння дуже простий, проте отримати надійний, міцний шов - це складне завдання. При паянні спостерігається складний і різноманітний комплекс фізико-хімічних процесів.

*Процес утворення паяного шва можна поділити на наступні стадії:*

- прогрівання металу паяного шва до температури, близької до температури плавлення припою;

- розплавлення припою;

- розтікання рідкого припою по поверхні твердого металу і заповнення шва, що спаюється;

- розчинення основного металу у ділянці в рідкому припої та взаємна дифузія металів;

- охолодження та кристалізація припою в паяному шві.

Практично перелічені стадії паяння перекривають одна одну і супроводжуються іншими допоміжними процесами. Для того, щоб паяний шов був заповнений припоєм, необхідно перш за все розплавити його. Але, якщо наносити розплавлений припій на поверхню холодного шва, припій швидко закристалізується і не утворить ніякого зв'язку з металом основи.



Тому при паянні шов повинен бути обов'язково прогрітий до температури початку плавлення припою (*температури солідуса*).

Можна прогрівати не весь вузол, який треба спаяти, а лише поверхню шва. Однак через те, що метали мають високу теплопровідність, здійснити таке місцеве нагрівання зазвичай досить важко, а іноді, наприклад для масивних деталей із високотеплопровідної міді, взагалі неможливо. Одночасно із прогріванням паяного шва відбувається розплавлення припою. Після прогрівання шва і розплавлення припою, останній, повинен розтектися по поверхні металу, що паяється, а це можливо лише в тому випадку, якщо розплавлений припій добре змочує поверхню твердого металу.

*Для отримання міцного паяного з'єднання необхідно*, щоб місце паяння було ретельно очищене від бруду, жирів, продуктів корозії та пльовок. Найретельніше виконання паяння не може гарантувати якісного з'єднання, якщо поверхні, що спаюють, містять сліди бруду, олії, фарб, окалини і т. ін. Це сильно заважає розтіканню припою і його проникненню в шов. Якісне паяння можливе лише в тому випадку, якщо розплавлений припій стикається з попередньо очищеною і покритою флюсом поверхнею.

*Підготовка виробу до паяння складається* зазвичай із механічного очищення поверхні виробу, знежирення, травлення та збирання. Іноді виробу перед паянням попередньо лудяться.

*При паянні повинна забезпечуватись* не тільки механічна міцність паяного з'єднання та стійкість його проти впливу зовнішнього середовища, а й висока електропровідність без порушення електричних параметрів усіх елементів. Тому дуже важливо паяти швидко, без перегріву вузлів, що з'єднуються. З цією метою підготовлені до паяння деталі іноді піддають *облужуванню*, тобто покриттю місця паяння тонким шаром припою *гарячим* або *гальванічним методом*.

*Якщо поверхня, що паяється, покрита тонким шаром жиру або олії, то вона не може змочуватися* розплавленим припоем і, отже, в цьому випадку неможливо отримати досить міцне з'єднання металів. Забруднюючі поверхні металу жири не розчиняються у воді і можуть бути видалені з поверхні металу органічними розчинниками, *хімічною* або *електрохімічною обробкою*. Процес видалення жирів та олії з поверхні металу має назву *знежирення*. Для видалення жирів та олії використовують ручне знежирення в бензині або керосині. Для цього деталі занурюють у ванну із органічним розчинником, а потім за допомогою волосяної щітки очищають їх поверхню.

*Добрі результати дає знежирення у лужних розчинах*. Милкі деталі укладають в лотки і занурюють у нагрітий до 70-80° С розчин на час необхідний для видалення жирів. Тривалість залежить від величини виробу, ступеня його забруднення, температури лужної ванни тощо. Інколи лужне знежирення використовують як підготовчу операцію перед *електрохімічним знежиренням*, при якому виріб занурюють до електролітичної ванни та під'єднують його до одного із електродів джерела струму. Залежно від того до

якого полюсу під'єднаний виріб, розрізняють *катодне, анодне і змішане* (комбіноване) знежирення.

Видалення з поверхні металів оксидів, іржі та окалини в розчинах кислот, солей, лугів має назву *травлення*. Травлення здійснюється *хімічним та електрохімічним* способами. *Хімічне травлення* сталевих виробів здійснюється шляхом їх занурення у розчини сірчаної або хлористоводневої кислот. Процес травлення треба проводити таким чином, щоби при швидкому розчиненні оксидів травлення основного металу було якомога менше. Відносна швидкість процесів травлення металів та їх оксидів залежить від складу оксидів, концентрації кислот, температури процесу і т. ін.

Треба пам'ятати, що *при хімічному травленні сталей* в результаті взаємодії заліза з кислотами відбувається інтенсивне виділення водню, який дифундує в поверхневий шар металу, робить його крихким і викликає утворення на поверхні так званих *«травильних бульбашок»*. Для усунення цього явища в травильні ванни додають спеціальні добавки (сповільнювачі), які створюють при травленні захисну плівку, що оберігає метал від шкідливої дії водню.

Для травлення виробів із міді та мідних сплавів часто застосовують розчини хлористоводневої, сірчаної або азотної кислот, але більш надійні результати дає травлення у 8 % розчині сірчаної кислоти із додаванням 10 % хромпіку. Вироби з алюмінію та його сплавів рекомендується травити у розчині лугів, але іноді для цієї мети користуються і соляною кислотою.

*Очищення виробів методом занурення в травильні ванни в більшості випадків вимагає значного часу*. Для прискорення процесу очищення застосовується *електролітичний* спосіб травлення, при якому виріб поміщають як анод (*анодне травлення*) або катод (*катодне травлення*) в електролітичну ванну. У випадку *анодного травлення* електролітом зазвичай служать розчини кислот або солей лужних металів. Катодом є нерозчинні в електроліті матеріали, головним чином свинець або залізо. *При катодному травленні* як анод застосовують зазвичай свинець або його сплав із 6-10 % сурми, електролітом служать розчини кислот або суміші їх із солями лужних металів. Катодне травлення супроводжується наводженням поверхневого шару виробу, тому застосування цього способу очищення для загартованих сталей не рекомендується. Зменшення наводження сталі досягають введенням в електроліт солей свинцю та олова. Щоб уникнути корозії, яка може початися від наявності залишків кислот і солей на виробі, бажано після травлення нейтралізувати залишки травильних розчинів. Для цього вироби занурюють у 2,5-5,0 % розчин кальцієваної соди на 0,5-1 хв. при кімнатній температурі із обов'язковим промиванням в холодній та гарячій воді із наступним висушуванням.

*Для отримання якісного паяного з'єднання необхідно*, щоб припій добре заповнив шов. Якість заповнення шва значно залежить від капілярних властивостей припою. З теорії капілярної депресії відомо, що тиск над увігнутою і над опуклою поверхнями рідини не рівні між собою. Якщо радіус капілярного каналу малий, то меніск рідини у ньому вважатиметься

сферичним. У паяних швах зазори між деталями, що з'єднуються, як правило, беруться найменш можливими. З цієї причини вони є певною мірою капілярами. Чим більший поверхневий натяг припою, чим краще він змочує поверхню металу основи і чим менші зазори в з'єднаннях, що паяються, тим краще буде заповнення паяного шва припоєм.

Метал або сплав, що виконує роль зв'язки при з'єднанні твердих металевих тіл методом паяння, має назву *припій*. *Припої зазвичай ділять на два класи*: м'які (переважно на олов'яній та свинцевій основах) та тверді (переважно на мідній та срібній основах).

Зважаючи на те, що однією з найголовніших характеристик припою, що визначає як призначення, так і спосіб його застосовування, є температура плавлення раціонально розділити всі припої на два класи: *легкоплавкі* - мають температуру плавлення нижче 400-450° С (до яких відносять сплави на олов'яній, свинцевій, кадмієвій, вісмутовій та цинкової основах), і *тугоплавкі* - мають температуру плавлення вище 450-500° С (сюди увійдуть сплави на мідній, срібній, золотій, алюмінієвій, магнієвій і нікелевій основах).

*До припою висувають певні медико-технічні вимоги:*

- температура плавлення припою повинна бути нижче температури плавлення паяних металів;
- розплавлений припій повинен добре змочувати метал, що паяється, і легко розтікатися по його поверхні;
- у розплавленому стані припій повинен мати високу рідкотекучість, яка необхідна для гарного заповнення шва;
- міцність та пластичність припою повинні бути досить високими;
- разом із паяними металами припій повинен бути корозійностійким;
- коефіцієнт термічного розширення припою не повинен різко відрізнятися від коефіцієнта розширення металу основи;
- припої, які застосовуються для паяння струмопровідних виробів, повинні мати високу електропровідність;
- метали, що входять до складу припою, не повинні бути дефіцитними та надмірно дорогими.

*Механічна міцність та експлуатаційна надійність паяних з'єднань значною мірою залежить від правильного вибору типу припою.* Якщо для паяного з'єднання потрібна висока міцність, або виріб буде працювати в умовах високої температури, необхідно вибирати тугоплавкий (твердий) припій. Якщо до паяного з'єднання не пред'являються підвищені вимоги, то можна застосовувати простіші у використанні легкоплавкі (м'які) припої.

Розплавляти припій у процесі паяння необхідно досить швидко. Відразу як припій розплавиться й утвориться шов джерело нагрівання треба швидко усунути. *Максимальна міцність шва досягається при використанні мінімальної кількості припою, який з'єднується лише із поверхневим шаром основного металу.*

При тривалому нагріванні взаємна дифузія проходить глибше, змінюється початкова структура, що ослаблює шов. *При з'єднанні припою і металу деталі на велику глибину в місці з'єднання відбувається заміна ковкої*

кристалічної структури на слабшу. *Привале нагрівання до температури на 50-100 °С нижчої від точки плавлення може спричинити рекристалізацію з утворенням великих зерен у структурі металу. Металеві деталі, що спаюються, необхідно швидко нагріти, починаючи із масивнішої, а після завершення паяння швидко охолодити, щоб уникнути внутрішньокристалічної корозії. При перегріві нержавіючої сталі може виникнути випадіння карбідів хрому і, як наслідок, - втрата корозійної стійкості.*

Хоча більшість припоїв не є міцними, порівнюючи з металами, які вони з'єднують, але міцність шва за рахунок дифузного шару може бути вищою, ніж міцність чистого припою. *Щоб уникнути розтікання припою по поверхні деталі, на відстані 2-2,5 мм від місця паяння за допомогою олівця наносять шар графіту. Міцний шов досягається за використання мінімальної товщини припою.*

*Для повного розплавлення та рівномірного розміщення флюсу по всій поверхні під час паяння полум'я не повинне бути спрямоване на частини, що з'єднують. На якість паяння негативно впливають як перегрівання, так і недогрівання, тому процес необхідно проводити досить швидко.*

*Зварювання - технологічний процес з'єднання металевих деталей в одне ціле (монолітне, міжкатомне з'єднання) за високої температури. Щоб досягти міцного з'єднання, місця, що зварюються, доводять до високопластичного чи розплавленого стану. Таку високу температуру досягають нагріванням за допомогою дугового розряду (до 6000 °С) чи під час проходження струму низької напруги і великої сили через місце зварювання.*

*Птому розрізняють зварювання: дугове, електрошлакове, електронно-променеве, плазмове, лазерне, газове, контактне, високочастотне, газопресове, холодне, вакуумне. На відміну від паяних з'єднань, зварні шви володіють хімічною однорідністю, оскільки для з'єднання використовують той самий сплав, із якого виготовлені деталі, що з'єднуються. Зварні шви міцні, стійкі до корозії. У зубопротезній практиці використовують плазмове мікрозварювання та лазерне зварювання.*

*Плазмове мікрозварювання проводять із використанням апарата типу Мікро-РВ 10. Пристрій настільний, зручний у використанні. Зварювання найтвердіших сплавів відбувається шляхом з'єднання (зливання) розплавлених деталей без використання припою та флюсу під дією плазмового*



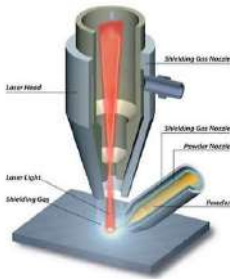
*мікроструменя плазмоутворювального газу - аргону. Між електропровідною деталлю і плазмовим струменем виникає електрична дуга великої концентрації та високої температури.*



*Місце зварювання захищають від оксидів за допомогою середовища суміші газів (аргон/водень, 5-8 % водню).*

Метод мікроплазмового зварювання за допомогою апарату *Мікро-РW10* використовують для з'єднання литих елементів протеза в єдину конструкцію, як при виготовленні, так і реставраціях.

Для *точкового електрозварювання* використовують апарат, *S-U-DENTAFIX* «Schuler Dental» (Німеччина). Його застосовують для з'єднання усіх сплавів із високоякісної сталі. Електронний таймер, що обмежує час зварювання від 0,1 до 1 с та зумовлює десятиразове зменшення сили струму, дає можливість точного добору відповідно до розмірів металевих деталей. Апарат управляється за допомогою ножної педалі та ногого перемикача. До складу входять два ручні електроди і численні наконечники для зварювання та паяння.



Іншим видом зварювання, що застосовується у зубопротезній справі, є *лазерне*. Лазерна установка *Хаас Лазер 44Р* «Хереус Кульцер» (Німеччина), забезпечує глибину зварювання низьковуглецевих кобальто-хром-молібденових сплавів до 2 мм. Можливість зміни діаметра фокуса від 0,3 до 2 мм. На дисплеї установки під час зварювання відображаються усі робочі процеси.

*Переваги лазерного зварювання:* потрібна невелика потужність для зварювання (економія електрики), швидке охолодження, відсутність внутрішньої напруги у нанесеному металі, висока твердість, висока точність, однорідна мікроструктура, можливість зварювання у важкодоступних місцях, хороші, комфортні умови праці, екологічна чистота.

Для зварювання частин протезів використовують і електроімпульсний зварювальний апарат *Welder* та лазерний зварювальний апарат *LWI - III* «SCHUTZ DENTAL» (Німеччина).



Їх основні характеристики представлено в таблицях.

### Орієнтовні параметри для зварювання апаратом *Welder* фірми «SCHUTS DENTAL» (Німеччина)

Використання	Потужність, кВт	Подача аргону (ступінь вакууму 0,5–1,5)	Тривалість імпульсу, мс
З'єднання титанового мостоподібного протеза	7–9	1	42–50
Приєднання титанового замка	5–6	1	25–30
Розширення краю титанової коронки	5–6	1	15–25
Розгладжування титану	8–10	1	20–25
Недорогоцінний сплав, ретенція на бюгелі	7–8	1	40–50
Недорогоцінний сплав, замок на бюгелі	6–7	1	35–40
Недорогоцінний сплав, стержень аточмена	6–7	1	40–45
Недорогоцінний сплав, з'єднання мостоподібного протеза	7–8	1	35–45
Дорогоцінний сплав, з'єднання мостоподібного протеза	7–9	1	30–45
Дорогоцінний сплав, розширення краю	2–4	1	15–25
Дорогоцінний сплав, запаювання дірок (тріщин)	5–7	1	30–40
Дорогоцінний сплав, контактна пляма	6–7	1	30–35
Дорогоцінний / недорогоцінний сплав, телескоп на бюгелі	8–10	1	30–45

Треба пам'ятати, що названі параметри залежать від об'єкту, міцності матеріалу та діаметру електрода, що використовується.

### Орієнтовні параметри для зварювання лазерним апаратом *LWI – III* фірми «SCHUTZ DENTAL» (Німеччина)

Використання	Потужність, кВт	Розмір зварювальної плями, мм	Тривалість імпульсу, мс	Газ	Електрод для лазерного зварювання
Багатофракційний матеріал	1,7	0,7	6	Увімк.	Золотий/кобальто-хромовий
Багатофракційне розгладжування	1,7	1,3	6	Увімк.	—
Направка/з'єднання кобальто-хромових сплавів	2,0	0,8	5	Увімк.	Кобальто-хромовий 0,5 мм
Направка/з'єднання титанових сплавів	1,3–1,5	0,5	4	Увімк.	Титановий 0,3–0,6 мм
Розгладжування титанових сплавів	1,5	1,5	4	Увімк.	—
Направка/з'єднання сплавів на основі золота	1,6	0,7	6	Увімк.	Золотий 0,3–0,4 мм
Розгладжування сплавів на основі золота	1,8	1,3	5	Увімк.	—

\* Наведені параметри є орієнтовними і є вихідним пунктом при поодиноких пострілах лазера (1 Гц = Hz)

### **Технологія плавлення та лиття металів**

У ливарних лабораторіях набули широкого використання кілька способів плавлення металів, а саме:

- ацетиленово-кисневим полум'ям;
- електродугою;
- індукційне плавлення струмами високої частоти.

*При використанні перших двох способів відбувається збільшення вмісту вуглецю понад норму на 0,15-0,45 %, що викликає втрату міцності, пластичності деталей, появу крихкості.*

*При використанні високочастотного плавлення вміст вуглецю зменшується на 0,5 %. Такий вид плавлення забезпечує рівномірне нагрівання усієї маси металу і збереження постійного хімічного складу сплаву і, як наслідок, отримання литва високоякісної мікроструктури.*

Розглянемо загальні особливості процесів лиття.

*Лиття усіх сплавів треба проводити у відповідно до температурних рекомендацій виробників. Це дозволяє уникнути сублімації компонентів на низькій точці плавлення. Для цього необхідно мати досить точні методи контролю температури в ливарній установці. Повітря, що є в ливарній камері, треба видалити, щоб уникнути його попадання у метал. Тобто необхідно мати механічний відсмоктувач повітря - вакуумну помпу. Треба також уникати «декомпозиції» сплаву, що виникає при використанні центрифуги під час лиття. Отже, необхідно проводити подачу металу шляхом його спрямованого виштовхування, тобто рівномірно на кожну точку циліндра. Таким чином, для забезпечення якісного проведення процесу лиття необхідно дотримуватися таких параметрів, як:*

- абсолютне дотримання заданої температури;
- недопускання виникнення повітряних кишень;
- спрямована подача металу;
- розплавлений метал заливати у попередньо нагріту до 750-900 °С форму, що збільшить у 3-4 рази рідкотекучість і частково компенсує усадку металу;
- протягом не більше ніж 4 с після проведення плавлення металу провести заповнення форми;
- щоб якомога щільніше заповнити ливарну форму, треба досягти відцентрового ущільнення близько 0,2 мН/м<sup>2</sup>.

Якість лиття забезпечується також і використанням ефективного прожарювання ливарної форми.

*Існують такі методи її прожарювання:*

*Одноступеневий*, коли сформовану опоку поміщають у муфельну піч за температури 430 °С (найменша необхідна величина), після чого піднімають температуру до необхідної величини.

*Двоступеневий* (забезпечує кращу якість лиття):

- форму поміщують у холодну піч; швидкість підняття температури від кімнатної до 430 °С становить 8 °С за 1 хв;

- за температури 430 °С форму треба витримати 30 хв, а потім підняти температуру до максимальної величини зі швидкістю нагрівання 14 °С за 1 хв і витримати ще 30 хв.

Сучасні ливарні установки, що працюють за методом *прес-лиття*, шляхом синтезу всіх необхідних характеристик забезпечують лиття абсолютної точності та високої металургійної якості.

Розглянемо детальніше етапи *лиття прес-методом*.

*1-й етап.* Плавлення металу проводять із застосуванням електричного елемента, що контролюється використанням термопар. Якщо залишити розплавлений метал у тиглі на кілька секунд, його окисдування не виникає.

*При використанні індукційного способу лиття* не можна керувати температурою, оскільки оптичний датчик не є температурним сенсором, а лише оптично зчитує інформацію про плавлення. Тому такі дані можуть бути спотворені парами чи сильною зміною світла. *А при окисдуванні температура, зчитана із поверхні пливки, є значно нижчою, ніж температура металу під пливкою*, що спричинює надмірний перегрів сплаву, який призводить до *потемніння литва*. Це вказує на той факт, що *сплави із низькою точкою плавлення можуть* піддаватися сублімації і змінювати свої характеристики. У такому разі якість роботи залежить від уміння оператора.

*2-й етап.* За методом прес-лиття після розплавлення (у навколишньому середовищі) металу ливарна камера закривається, потужна помпа (6 м<sup>3</sup>) автоматично видаляє із камери повітря. Лише надто дорогі індукційні машини можуть виконати таку операцію (наприклад, ливарна установка *DOR-Y-MATIC* «SCHUTZ DENTAL» (Німеччина).

*3-й етап.* Лиття відбувається у вакуумі із фінальною компресією повітря, що забезпечує поштовх спрямованої дії на циліндр, тобто повітря забезпечує рівномірний тиск на весь циліндр.

*За індукційним способом* метал потрапляє до опоки за допомогою відцентрової сили, таким чином, він проходить через отвір у тиглі перед входом в опоку. Це обмежує спрямоване надходження металу. *Сплав під дією відцентрової сили розпадається*: компоненти сплаву з великою масою входять до опоки раніше, ніж інші. Литво, отримане методом прес-лиття, має той самий колір, як і початковий метал.

*Прес-ливарні машини, порівнюючи з іншими ливарними установками мають такі переваги:*

- максимальна робоча температура 1600 °С;
- можливість запису всіх даних процесу лиття;
- повне керування за допомогою панелі управління на електронному мікропроцесорі.

Розглянемо деякі ливарні установки та особливості їх роботи.

Індукційна ливарна установка *SEIT DS1-TECNO-GAZ* «TECNO-GAZ» (Італія) - електронна, працює на середніх частотах індукційних струмів. Використання середніх частот під час лиття дозволяє отримати досить високу



якість у результаті гомогенізації сплаву, який не може згоріти, незалежно від типу використання тигля.



Установка дає можливість використовувати будь-який вид тиглів (керамічні, графітові). Мінімальне використання електроенергії дозволяє схематично працювати без нагляду чи заміни тривалий час.

*Стандартні характеристики:*

- блок управління двигуном;
- блок управління швидкістю;
- набір підставок для циліндрів;
- щипці для циліндрів із нержавіючої сталі.

Індукційна ливарна установка *SEIT DS 1 PCLUS-TECNO-GAZ* «TECNO-GAZ» (Італія) є універсальною індукційною машиною, що сконструйована з урахуванням найширшого спектру вимог зуботехнічної лабораторії. Електронний пристрій автоматично регулює настройку машини для будь-якого стоматологічного сплаву і тиглів.

*Характеристики:*

- знижена частота лиття для отримання кращих результатів без зміни структури сплаву чи вигорання компонентів;
- конструкція відповідає стандартам безпеки;
- покращений, зручний для управління дизайн панелі;
- мінімальне використання енергії з високою віддачою (не менше ніж 95%).

Індукційна ливарна система *ASM 15-TECNO-GAZ* «TECNO-GAZ» (Італія) є напівавтоматичною вакуумною ливарною індукційною машиною. Переворот тигля здійснюється у ручному режимі, решта фаз процесу лиття відбувається автоматично.



Індукційна ливарна система *ASM 20-TECNO-GAZ* «TECNO-GAZ» (Італія) повністю автоматизована та комп'ютеризована. Дозволяє проводити лиття дорогіших, напівдорогочінних і недорогочінних металів, а також металів із вмістом титану. Установка оснащена портом для під'єднання принтера та виходом для газу аргону. Повітряний тиск 6 Бар, вакуум - 0,7 Бар, температура 0-1600 °C.

Ливарна установка *NEOCAST TECNO-GAZ* тієї ж фірми, що й попередні установки, працює за принципом відкритого полум'я та використовує вакуум. Завдяки вакууму, що утворюється за допомогою потужної помпи, на поверхні литва виникають спеціальні умови, якщо там відсутній атмосферний тиск, із наступним автоматичним звільненням від домішок і газів. *NEOCAST T* - мобільна установка, має коліщата, оснащена столиком для плавлення, балонами для кисню і пропану, нішою для аксесуарів та стійкою для горілки. Дозволяє

проводити лиття усіх сплавів дорогоцінних, недорогоцінних, сплавів із вмістом титану.



Ливарна установка *ДЯКО «Saratoga»* (Італія) використовується для лиття титанових сплавів. Для роботи в установці використовують спеціальну пакувальну масу «TICOATS + L» «Манфреді» (Італія). Для роботи опоку прогрівають за наступною схемою: за кожну 1 хв температуру піднімають на 5 °С до 250 °С і витримують за даної температури 30 хв. Далі кожну хвилину температуру піднімають на 5 °С до 1000 °С і витримують за даної температури 40 хв. У муфельній печі опоку охолоджують протягом 1,5 год до температури 250 °С. Після цього етапу опока готова для подальшого технологічного процесу.

Опоку поміщають у ливарну установку, вносять необхідну кількість металу в тигель для плавлення. Виконують автоматичне очищення ливарної камери аргонном (таке очищення проводять п'ять разів). Після того вмикають нагрівання установки. Необхідно зазначити, що температуру можна піднімати до 2000 °С. Плавлення металу проходить за температури 1700 °С. Метал плавиться протягом 1-2 хв. Перевірку ступеня розплавлення титану проводять візуально. Опускання ручки вниз одночасно вмикає центрифугу, і метал надходить в опоку. Після завершення процесу лиття кришку ливарної установки відкривають через 3-5 хв, коли температура знизиться приблизно до 1000 °С. Таке охолодження необхідно проводити в аргонному середовищі для запобігання утворення (а-кейсу) оксидних плям на поверхні каркаса зубних протезів. Опоку виймають з ливарної установки і залишають до повного охолодження. Далі її звільняють від металевого кільця і, використовуючи піскоструменевий апарат, проводять очищення відлива від пакувальної маси. Для очищення використовують пісок  $Al_2O_3$ .

Німецька фірма «SCHUTS DENTAL» створила ливарну установку *DOR-А-МАЛІС*. Вона має 5 робочих програм. Для лиття титану використовують



три програми, які працюють в автоматичному режимі. I програма дозволяє проводити лиття з кількістю титану від 16 до 26 г, II - кількість титану 34 г, III - 40 г, IV програма дозволяє проводити плавлення таких сплавів, як КХС, НХС, а також титану, V програма дозволяє лиття золотовмісних сплавів. Необхідно пам'ятати, що IV і V

програми не автоматичні, а ручного управління. Плавлення металу проходить шляхом електродугового плавлення, як нагрівальний елемент використовують вольфрамовий електрод.

Для плавлення титану використовують мідний тигель, а для плавлення КХС, золотовмісних сплавів - мідний тигель із керамічними вставками. Ливарна установка оснащена 2 камерами, що розміщені одна над одною: у верхній проходить плавлення металу, у нижній розміщують опоку. Між двома камерами для створення вакууму на верхню частину опоки поміщають графітову прокладку (кільце), й опоку разом з прокладкою автоматично притискають до верхньої камери.

У камері для плавлення металу можна досягати температури до 2000 °С або проводити плавлення за 200 А. Ливарна установка оснащена автоматичним відкачуванням кисню спочатку від 0 до -1 (ступінь вакууму), а потім від -1 до 0 закачуванням у камери аргону. Вольфрамовий стержень розміщений по центру тигля, у якому є титан для плавлення. Відстань між вольфрамовим стержнем і титаном має бути 5-6 мм - вона вважається оптимальною. Контроль за плавленням титану проводиться візуально. Розлив титану здійснюють в автоматичному режимі.

Під час плавлення титану, КХС, НХС максимальна кількість металу не повинна перевищувати 120 г. Максимальна кількість при проведенні плавлення золотовмісних сплавів не повинна перевищувати 80 г. Застосування ливарної установки *DOR-A-MATIC* передбачає використання пакувальної маси при литті титану *Biotan Vest C I B* «Shutz Dental» (Німеччина). Дана маса використовується під час лиття каркасів коронок і мостоподібних протезів.

Підготовка опоки до процесу лиття проходить за такою схемою. У програмованій муфельній печі підвищують температуру на 5 °С за 1 хв до 300 °С і витримують за цієї температури 30 хв. Далі проводять підвищення температури на 5 °С за 1 хв до 882 °С і витримують за даної температури 30 хв. Потім проводять охолодження опоки в муфельній печі до 450 °С протягом 30 хв. Після цього опока готова до подальших етапів лиття металу. Опоку спеціальним тримачем переносять із муфельної печі в ливарну установку і розміщують у нижню камеру, у верхній камері вже є метал. Камери закривають. Згідно з вибраною програмою ливарник вмикає установку, і далі процес плавлення та розливу металу проходить в автоматичному режимі.

Процес плавлення та розливу золотовмісних сплавів, як уже зазначалося, можна проводити за допомогою V програми ручного управління ливарної установки *DOR-A-MATIC*. Процес плавлення проводять за напруги 10-20 А, з використанням вольфрамового електрода, який рухається за годинниковою стрілкою по зовнішньому краю керамічної вставки тигля. Відстань електрода у найвищій точці має становити 3 мм. Необхідно нагадати, що ливарна установка забезпечує візуальний контроль за процесом плавлення золотовмісних сплавів. Розплавивши золотовмісний сплав, ливарник натискуванням на кнопку вмикає процес розливу металу за допомогою вакууму. Усі наступні технологічні етапи не відрізняються від раніше описаних.

**Технологія лиття кобальто-хромових та нікель-хромових сплавів.** Процес здійснюється за IV програмою ливарної установки *DOR-A-MATIC*. Керування технологічним процесом відбувається у ручному режимі. Плавлення проходить в аргонному середовищі з параметрами напруги від 10

до 100 А. Усі інші технологічні етапи підготовки опоки до лиття і сам процес лиття не відрізняються від раніше описаних.

### **Дефекти литва**

Розглянемо деякі дефекти, що можуть виникати у процесі лиття та шляхи їх запобігання.

Низка дефектів литва пов'язана з *утворенням раковин*. Одним із запобіжних заходів є правильний вибір ливникових каналів та позиціонування ливарного об'єкта в ливарній формі.

*Для виготовлення ливарних деталей без усадкових раковин* вирішальне значення має транспортування металу між системою ливникових каналів і ливарним об'єктом. Транспортування металу до системи ливникових каналів залежить від умов охолодження розплаву, що зумовлено температурою попереднього нагрівання ливарної форми та розмірами ливникових каналів. Температура попереднього нагрівання сплавів золота становить 700 °С, сплавів благородних металів для облицювання керамікою - 850 °С. При литті золотих сплавів діаметр ливникового каналу повинен становити 3,5 мм, а ливникових штифтів - 2,5 мм. Діаметр ливникових каналів при литті сплавів благородних металів для облицювання керамікою становить 5 мм, а ливникових штифтів - 3,5 мм; висота ливарної форми - 55 мм, діаметр залежить від розміру штифтів: 45 мм (х 3), 65 мм (х 6) та 80 мм (х 9). Такі величини є типовими для позиціонування ливарного об'єкта всередині ливарної форми.

Значна група дефектів литва пов'язана із *наявністю невідлитої ділянок ливарного об'єкта*.

*Основними причинами їх утворення є* використання малої кількості металу, надто низької чи надто високої температури плавлення у момент розливу, недостатнє попереднє нагрівання ливарних форм, велика відстань між тиглем і порожниною форми, використання формувальних матеріалів, нестійких до розплаву, неправильний вибір розмірів ливникових каналів, несприятливе позиціонування ливарних об'єктів у ливарній формі, створення надто тонких стінок ливарних об'єктів, порушення параметрів, установлених виробником ливарної установки.

*Розрахунок необхідної кількості металу проводять* із міркувань, щоб після застигання метал повністю заповнив ливарну форму, яка складається з ливарного об'єкта та системи ливникових каналів. *Кількість металу визначається* множенням маси воскової композиції (включно із системою ливникових каналів) на густину сплаву ( $m_m = m_{\text{воску}} \cdot \rho_{\text{сплаву}}$ ). При використанні вакуумного лиття під тиском ливарний конус не потрібний. Режим температури розливу металу наведено в рекомендаціях виробників сплаву. Температура розливу сплавів золота повинна дорівнювати сумі температури ліквідусу (температура плавлення) відповідного сплаву плюс 130 °С. Температура розливу сплавів благородних металів для облицювання керамікою становить: температура ліквідусу відповідного сплаву плюс 150 °С.

За недотримання таких вимог сплав у порожнині форми буде застигати надто швидко і ливарний об'єкт не буде повністю відлитий. При надто високій температурі розливу металу у форму можлива його реакція з формувальною масою, що спричиняє *деструкцію* із наступним *газовиділенням*. Таким чином створюється перешкода затікання сплаву в ливарний об'єкт і виникає загроза руйнування його складу через випаровування компонентів. *Урахування товщини стінок ливарних об'єктів при розливі* сплавів визначається типом сплаву. Так, при розливі сплавів золота товщина стінок не повинна перевищувати 0,2-0,3 мм, сплавів благородних металів для облицювання керамікою - мінімум 0,35-0,4 мм.

*Дефекти литва, пов'язані із металевими та неметалевими включеннями*, виявляються під час його механічної обробки. Джерелом таких дефектів є матеріали тиглів із широкими стінками (кераміка, графіт), шлаки, рештки тугоплавких сплавів і формувальних мас. *У появі включень вирішальну роль відіграють* сили, завдяки яким сплав трансформується із тигля у порожнину ливарної форми. *Фізик появи включень* у ливарному об'єкті особливо високий при застосуванні *відцентрового способу лиття*. Причиною цього явища є відцентрова сила, яка відразу після початку процесу лиття діє на всі вільні частинки розплавленого металу. *При вакуумному литті під тиском* небезпека появи включень значно зменшується, оскільки сплав збігає у порожнину форми під дією власної маси і завантажується лише потім під дією стисненого повітря.

У ливарній техніці існують проблеми, пов'язані із *зломом ливарного об'єкта*, - це роз'єднання матеріалу внаслідок термічних або механічних напружень. Розрізняють *крихкі злами*, що не зумовлюють деформації, та *в'язкі злами*, які виникають унаслідок пластичної деформації (жувальні сили в ротовій порожнині пацієнта). *Однією з причин зламів є* розтріскування під час нагрівання. *Запобіжними заходами є* правильний підбір тигельних матеріалів і пакувальних мас, що є термічно стійкими щодо розплавів і не викликають реакції між сплавами та матеріалами. *До інших причин відносять:* утворення тріщин за недостатнього системного забезпечення ливникових каналів; не сплавлення внаслідок надто низької температури потоків металу; утворення оксидних шарів, що можуть заноситися у порожнину форми, а потім і в ливарний об'єкт; пористість структури литва внаслідок недостатнього забезпечення ливникових каналів.

Ще одну групу дефектів литва становить *пористість ливарних об'єктів*. Залежно від причин пористість може бути *усадкова* та *газова*. Структура ливарних об'єктів не повинна бути пористою, щоб вони відповідали механічним навантаженням та були корозійно стійкими. *Газову та усадкову пористість* легко розрізнити, оскільки *газові пори* гладкостінні з чистими внутрішніми поверхнями. Для *усадкової пористості* *характерна* шорсткостінність.

*Усадкова пористість* може виявлятися *малими* та *великими* усадковими раковинами. Запобігати утворенню усадкових раковин досить складно. Слід так сформувати систему ливникових каналів і забезпечити такі умови розливу, щоб неминуче утворення усадкових раковин змістилося у систему ливникових каналів. Тобто сплав у системі ливникових каналів, утворюючи ливарний об'єкт, повинен застигати пізніше, ніж сплав у частині порожнини форми.

*Газова пористість* - це включення газу (реакційні гази, пухирці повітря, газоподібні продукти згоряння) у структуру литва. Заходи запобігання полягають у використанні дегазованої сировини, проведенні процесу плавлення, максимально уникаючи газопоглинання, використанні пакувальних мас без вмісту графіту (графіт вступає в реакцію з металом під час розплаву).

*Результатами неякісного лиття є група дефектів на поверхні ливарних об'єктів. До них належать:* шорсткість відлитих поверхонь, складки та борозни, шліфи (звивисті непроникні складчасті заглиблення), крихкі і стійкі вибоїни, напливи, поверхневі раковини.

### **Способи обробки литва**

*Завершальними операціями виготовлення литої деталі є очищення, шліфування, полірування.*

*Очищення деталі проводять* одним із таких способів, як:

- обробка металевою щіткою на шліф-моторі;
- хімічне очищення;
- очищення в корундоструменевому (піскоструменевому) апараті.

*Хімічне очищення* проводять у гідроксиді калію, розплавленому за температури 360 °С, протягом 2 хв, після чого литво переносять у посудину з водою.

Досить швидко, протягом 2-4 хв, очищають литво у *піскоструменевому апараті*. Від ливникової системи відливки вивільняють за допомогою тонкого прорізного вулканітового абразивного круга діаметром 100-150 мм. Контроль якості литва проводять, використовуючи лупу із кратністю 6.

*Мета шліфування* - згладити на поверхні складки, борозенки, нерівності і підготувати поверхню до полірування. Шліфування проводять за допомогою абразивних кругів та фасонних головок.

*Полірування* здійснюють з метою надання протезу надзвичайно гладенької поверхні та блиску. Це роблять за допомогою полірувальних паст типу пасти ДОІ або електрохімічним способом.

Підґрунтям *електрохімічної обробки* є використання ортофосфорної та сірчаної кислот, які під дією постійного струму збільшують свою активність. Таким чином можна проводити електрошліфування та електрополірування.

*Електрошліфування* - це згладження поверхні металевого каркаса шляхом рівномірного стоншення металу. Пристрої, що використовують для електрохімічного полірування: *Електропол, Уно-пол, Варіант «Шулер-Дентал»* (Німеччина).

Апарат для електрохімічного полірування *S-U ELEKTROPOL* «Шулер-Дентал» (Німеччина), дає можливість проводити одночасне полірування одного-двох каркасів бюгельних протезів у різних ванночках.



Ванночки не з'єднані одна з одною і можуть використовуватися кожна окремо. При короткому замиканні у ванночках існує обмеження струму. Пристрій має суцільний пластмасовий корпус, металеві кислотостійкі частини, прозору кришку, що дає можливість спостерігати за перебігом процесу полірування. Розміри ванночки: ширина 510 мм, глибина 335 мм, висота 205 мм, об'єм - 1,5 л.

### Висновки.

Знання показань до використання металів і сплавів різних класів, а також розуміння різниці їх структурного складу, технологічних процесів виготовлення та наступної обробки допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з характерними властивостями стоматологічного фарфору, класифікацією, складом та видами стоматологічної кераміки за призначенням.

## 7. Матеріали для активації студентів під час читання лекції

### Запитання

1. Технологічні особливості процесів паяння та зварювання.
2. Технологія плавлення та лиття металів.
3. Дефекти литва.
4. Способи обробки литва.

### Тести

#### 1. Як впливає помірне перегрівання металу на рідкоплинність:

- A. не змінюється
  - B. зменшується
  - C. збільшується
- (правильна відповідь: C)

#### 2. Який механізм створення усадкових раковин:

- A. при недостатній кількості металу при відливанні деталей
  - B. в результаті нерівномірного затвердіння поверхневого і глибокого шарів металу
  - C. в результаті дефектів виплавленої моделі
- (правильна відповідь: B)

#### 3. На сплав золота якої проби не впливає розчин хлорного золота:

- A. вище 600 проби
- B. нижче 600 проби
- C. 583 проби

- D. 375 проби
  - E. нижче 375 проби
- (правильна відповідь: А)

**4. На сплав золота якої проби починає діяти розчин хлорного золота:**

- A. 513 проби
- B. Вище 600 проби
- C. 750 проби і вище
- D. 442 проби і вище
- E. 583-600 проб

(правильна відповідь: E)

**5. При якому відсотку з'єднання вуглецю в нержавіючій сталі вона має високу еластичність і ковкість:**

- A. до 0,1%
- B. від 0,1 до 0,4%
- C. від 0,4 до 1,5%
- D. від 1,5 до 2,0%
- E. від 0,5 до 0,9%

(правильна відповідь: А)

**6. Як очистити золоті ошурки від забруднення домішками?**

- A. розчином соди
- B. розмістити ошурки на декілька днів в азотну кислоту, потім промити розчином соди
- C. сплавити ошурки із застосуванням бури і селітри

(правильна відповідь: С)

**7. Процес очищення місця спаювання від бруду, жирів, продуктів корозії та окисних плівок називають:**

- A. лудінням під паяння
- B. підготовкою металевих виробів до паяння
- C. знежиренням
- D. травленням металів
- E. складання

(правильна відповідь: А)

**8. Метал або сплав, який виконує роль зв'язку при з'єднанні твердих металевих тіл методом паяння, називається:**

- A. флюс
- B. припій
- C. плавень
- D. «Крокус»
- E. мелот

(правильна відповідь: В)

**9. Усадкові раковини в протезах, відлитих із сплавів металів, виникають:**

- A. в результаті сторонніх включень у восковій моделі, що була виплавлена, при нерівномірному затвердінні металів, застосуванні різнорідних сплавів металів



- В. при недостатній кількості металу під час відливки деталей, невірному розташуванню ливникових каналів, порушенні температурного режиму плавлення, швидкості заливки і охолодження
  - С. в результаті нерівномірного затвердіння металів
  - Д. при застосуванні різномірних сплавів металів
  - Е. при забрудненні тигля перед плавкою
- (правильна відповідь: В)

**10. Які методи литва застосовуються в ортопедичній стоматології:**

- А. центробіжний ручний, центробіжний механічний, під підвищеним тиском
  - В. центробіжний, під тиском, під вакуумом
  - С. центробіжний механічний
  - Д. під підвищеним і зниженим тиском
  - Е. під зниженим тиском
- (правильна відповідь: В)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції: «Технологія використання металів та їх сплавів».**

**Література**

1. Бессов АВ. Металеві сплави для ортопедичної стоматології. Фізика і хімія твердого тіла. 2002; 4: 647-653.
2. Гапонова ОП, Будник АФ. Сталі та сплави з особливими властивостями: навч. посіб. Суми: Сумський державний університет; 2014. 240 с.
3. Нідзельський МЯ, Писаренко ОА, Цветкова НВ, Бабич ВВ. Техніка прецезійного литва в ортопедичній стоматології. Полтава; 2014. 114 с.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 203-218, 315-319.
5. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 186-195.
6. Прокопович ІВ. Металознавство: навчальний посібник. Одеса: Екологія; 2020. 308 с.
7. Рамусь МО. Конструктивний підхід до використання сплавів металів у стоматології. Український стоматологічний альманах. 2010; 5: 40-42.
8. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 113-124, 139-141.
9. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: Книга плюс; 2006. 99-141, 233-240.
10. Скоков АД. Сплави в ортопедичній стоматології. Новое в стоматологии. 1998; 1(1): 28-39.
11. Wyatt OH, Dew-Hughes D. Metals, ceramics and polymers. London: Cambridge Univ. Press; 1974. 625 p.
12. Рамусь М. О. Характеристика сплавів, що використовують в галузі ортопедичної стоматології. Якість та безпечність продукції у внутрішній і

зовнішній торгівлі й торговельне підприємництво: сучасні вектори розвитку і перспективи: колективна монографія. Полтава; 2021. 319-335.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції:**  
*«Стоматологічна кераміка. Склад та властивості стоматологічного фарфору. Класифікація сучасної стоматологічної кераміки».*

*Основні питання:*

- стоматологічна кераміка;
- склад і фізико-механічні властивості керамічних мас;
- хімічні та біологічні властивості керамічних мас;
- вимоги до стоматологічної кераміки;
- класифікація керамічних мас;
- характеристика легкоплавкої кераміки, її застосування;
- характеристика середньоплавкої кераміки, її застосування;
- характеристика тугоплавкої кераміки, її застосування;
- ситали;
- фарфорові зуби.

*Література*

1. Battistelli A, Severino D, La Manna O. Modelling AFG. Modellazione dentale naturale codificata. Teamwork Media; 2010. 314 p.
2. Vrix O. Fascinating All Ceramics. Teamwork Media; 2013. 292 p.
3. Власенко АЗ, Стрелковський КМ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних та композитних матеріалів. К.: Здоров'я; 2005. 164 с.
4. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
5. Саввова ОВ, Брагіна ЛЛ, Бабіч ОВ, Смирнова ЮО, Фесенко ОІ. Ситали: структура, властивості, технологія та застосування: навч. посібник. Харків: НТУ "ХПІ"; 2018. 264 с.
6. Рожко ММ, редактор. Стоматологія: у 2 книгах. Книга 1: підручник. Медицина; 2012. 872 с.

**Лекція №6:** *Стоматологічна кераміка. Склад та властивості стоматологічного фарфору. Класифікація сучасної стоматологічної кераміки*

**Тривалість:** 2 години.

**1. Науково-методичне обґрунтування теми**

Головною умовою використання фарфору та металокераміки є їх висока естетичність. Застосування фарфору в стоматології налічує понад 200 років. Першими спробами було виготовлення знімних протезів з фарфоровими штучними зубами при повній відсутності зубів, а вже потім – окремих зубів та коронок. За хімічним складом стоматологічні фарфорові маси знаходяться між твердим фарфором та звичайним склом.

Ознайомитись з фізико-хімічними властивостями керамічних мас. Вивчити основний склад керамічних мас, їхню класифікацію і застосування. Вивчити вимоги до ситалів.

**2. Навчальні цілі лекції**

Ознайомлення студентів із фізико-хімічними властивостями керамічних мас. Вивчити основний склад керамічних мас, їхню класифікацію і застосування ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- склад і фізико-механічні властивості керамічних мас;
- хімічні та біологічні властивості керамічних мас;
- вимоги до стоматологічної кераміки.

Класифікація керамічних мас. Ознайомити студентів із основними характеристиками фізико-механічних, хімічних та біохімічних властивостей керамічних мас ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору керамічних мас та технологією їх застосування:

- характеристика легкоплавкої кераміки, її застосування;
- характеристика середньоплавкої кераміки, її застосування;
- характеристика тугоплавкої кераміки, її застосування;
- ситали, безметалева кераміка.

Викласти основні передумови застосування різних керамічних мас у конкретних клінічних ситуаціях ( $\alpha=3$ ).

**3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)**

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій.

Обґрунтоване використання керамічних мас у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

## 4. Міждисциплінарна інтеграція:

Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості керамічних мас, ситалів, безметалевої кераміки.	
2. Хімія	Хімічний склад керамічних мас.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом керамічних мас.	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив керамічних мас на тканини порожнини рота та організм в цілому.	
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2.Зуботехнічне матеріалознавство	Керамічні маси та допоміжні матеріали для виготовлення незнімних конструкцій: склад, властивості, застосування, їх взаємодію із матеріалами для фіксації	Вибрати керамічну масу для незнімного протеза з урахуванням конструкційного матеріалу та стану опорних зубів

## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b>Підготовчий етап</b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b>Основний етап</b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Стоматологічна кераміка. 2. Склад і фізико-механічні властивості керамічних мас.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня	

	<p>3. Хімічні та біологічні властивості керамічних мас.</p> <p>4. Вимоги до стоматологічної кераміки.</p> <p>5. Класифікація керамічних мас.</p> <p>6. Характеристика легкоплавкої кераміки, її застосування.</p> <p>7. Характеристика середньоплавкої кераміки, її застосування.</p> <p>8. Характеристика тугоплавкої кераміки, її застосування.</p> <p>9. Ситали.</p> <p>10. Фарфорові зуби.</p>	<p>- питання 2 рівня, зразки комплектів</p> <p>- питання 2 рівня, зразки комплектів</p> <p>- питання 2 рівня, проспекти</p> <p>- питання 2 рівня, проспекти</p> <p>- питання 2 рівня, проспекти</p> <p>- питання 3 рівня, проспекти</p>	
3.	<b><i>Заключний етап</i></b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст змісту лекції:

У стоматології *фарфор* і склокристалічні матеріали - *ситали* - застосовують для виготовлення штучних зубів, вкладок, коронок, металокерамічних протезів.

Сучасний стоматологічний фарфор є вдосконаленим твердим побутовим фарфором. *Основні властивості стоматологічного фарфору*: щільність - 2,5-2,8 г/см<sup>3</sup>, твердість - 400-600 кгс/мм<sup>2</sup>, температура плавлення - 870-1350 °С, КТР - 7-9, усадка під час виготовлення - 16-42 %.

*Фарфор* - це біла напівпрозора (прозора) кераміка, яку обпалюють до глазурованого стану. Фарфорові стоматологічні маси, які випускає медична промисловість для виготовлення зубних протезів, складаються з каоліну (3-10 %), польового шпату (60-75 %), кварцу (15-35 %), оксидів різних металів і барвників. Кожний із трьох зазначених вище основних матеріалів є складною речовиною і містить різноманітні домішки. Відсоткове відношення компонентів фарфору може змінюватися залежно від призначення фарфорової маси.

*Фактори, які впливають на фарфор*: хімічний склад компонентів, ступінь їх подрібнення (дисперсність), температура, тривалість обпікання.

#### Основні компоненти стоматологічного фарфору.



*Пальовий шпат* - основний компонент фарфорової маси. Із різновидів пальового шпату в природі найчастіше виявляють калієвий - ортоклаз ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ), який і застосовують у фарфоровій промисловості. Він має

кристалічну структуру у вигляді призм. Щільність ортоклазу становить 2,5-2,8 г/см<sup>3</sup>, твердість за Моосом - 6, температура плавлення - 1100 - 1300° С. Під час плавлення він збільшує свій об'єм, перетворюється на склоподібну масу, що прискорює плавлення більше тугоплавких компонентів (каоліну і кварцу) та надає всій суміші гомогенної структури і блискучої поверхні.

*Каолін* - біла або «китайська» глина. Основа її - алюмосилікат ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ). Каолін містить також оксиди алюмінію, силіцію діоксид і воду. Природна біла глина містить домішки оксидів металів і глинозему, які зумовлюють різні її відтінки. Щільність каоліну становить 2,2-2,6 г/см<sup>3</sup>, твердість за Моосом - 1 - 2, температура плавлення - 1700 - 1800 °С.



*Каолін* робить фарфорову масу непрозорою, зменшує її текучість, зберігає форму виробу під час термічної обробки. Зі збільшенням вмісту каоліну у фарфоровій масі підвищується температура її випалювання.



*Кварц*  $SiO_2$  - один із видів кремнезему. Чистий кварц - це гірський кристаль. Кристали кварцу мають форму шестигранників і багатогранників, витягнутих у вигляді ромба. Щільність кварцу - 2,65 г/см<sup>3</sup>, твердість за Моосом - 7, температура плавлення - близько 1710° С, у кислотах і лугах не розчиняється (за винятком плавикової кислоти). Під час нагрівання кварцу до температури 575 ° С відбувається його *перекрystalізація* - перехід

низькотемпературної ( $\beta$ -форми у високотемпературну  $\alpha$ -форму. При тривалому нагріванні до температури 870 ° С кварц перетворюється на *тридиміт*, а під час нагрівання до 1470 ° С - на *квистобаліт*, що супроводжується зменшенням його щільності до 2,39 г/см<sup>3</sup> і збільшенням об'єму на 14-15 %. Таку властивість кварцу використовують у ливарному виробництві (формувальні маси) для компенсації усадки під час лиття сплавів.

У фарфорову масу вводять випалений за температури 900 ° С кварц, який у поєднанні з каоліном зменшує його в'язкість та усадку, підвищує твердість. Залежно від призначення маси до її складу вводять кварц (від 15 до 60 %, частіше 15-25 %). Надлишок кварцу підвищує температуру плавлення, маса набуває зернистого вигляду.

Для *зниження температури плавлення* у фарфорову масу вводять (до 25 %) *плавні* (флюси): карбонати калію, літію і натрію. Температура їхнього плавлення становить 600-800 ° С. *Прозорість фарфорової маси усувають*, додаючи до неї діоксид титану чи діоксид олова. Такі добавки називають *глушійями*, а сам процес - *глушінням*.



Для надання фарфоровим виробам *кольору природних зубів застосовують різні барвники*: оксиди титану, кобальту, мангану, хрому і цинку, навіть дорогі метали (золото, срібло, платину).

Подрібнені компоненти маси (каолін, кварц, польовий шпат тощо) змішують у певному співвідношенні, одержуючи суміш, яка називається *шихтою*. Шихтою заповнюють капсули, поміщають їх у випалювальні печі. Випалювання проводять протягом 20 год за температури близько 1300-1400 ° С. Процес випалювання шихти називають *фритуванням*, а одержану масу - *фритою*. Фриту нагрівають в електropечах до температури 700 ° С і швидко охолоджують, помістивши в холодну воду. Потім її виймають і подрібнюють на кульових млинах. Після подрібнення масу просіюють на ситах з кількістю отворів до 1000 на 1 см<sup>2</sup>, просушують за температури 130-160 ° С, додають пластифікатори (наприклад крохмальний клейстер), глушії, барвники тощо.

*Фарфорові маси є похідним матеріалом для:*

- заводського виготовлення стандартних штучних зубів;
- стандартних фарфорових коронок і заготовок для порцелянових вкладок;



- індивідуального виготовлення фарфорових коронок в умовах зуботехнічної лабораторії;
- вкладок в умовах зуботехнічної лабораторії;
- облицювання суцільнолитих каркасів металевих незнімних зубних протезів (коронок, мостоподібних протезів).

*При виготовленні коронок, вкладок, мостоподібних протезів фарфорова маса може бути нанесена:*

- на матрицю, виготовлену із платинової фольги;
- на вогнетривку модель для виготовлення вкладок;
- на метал при облицюванні фарфором металевих незнімних протезів.

Залежно від призначення фарфорові маси можуть мати різний склад, різні температури плавлення, міцність, усадку, прозорість та інші показники.

*За температурою плавлення фарфорові маси поділяють на:* легкоплавкі, середньоплавкі й тугоплавкі.

*За призначенням фарфорові маси поділяють на:* базисні (опакові), дентинні й емалеві (склисті).

До складу базисних мас входять оксиди металів (глуші).

*Базисні маси застосовують для моделювання внутрішнього шару коронок і облицювання, тому їх наносять безпосередньо на металевий ковпачок (золото, платина тощо) чи на метал каркаса. Маса має бути дуже міцною, щоб не розтріскувалась.*

*Дентинною масою заповнюють середній шар коронки або іншої конструкції, щоб створити необхідні форму й колір.*

*Емалеву масу використовують для виготовлення зовнішнього шару виробу. Він має просвічуватись, особливо на ділянці ріжучого краю зуба.*

Маси, з яких виготовляють виріб, повинні мати однакові коефіцієнти теплового розширення, тому що при різних коефіцієнтах під час охолодження виробу в шарах фарфору можуть виникнути тріщини або розриви стінки. Фарфорові маси випускають кількох кольорів, а їх комбінування при нашаруванні дає змогу імітувати колір природного зуба з плавним переходом від відносно темної пришийкової частини зуба до світлішого ріжучого краю.

*Випалювання (спікання) фарфору можна проводити відкритим способом та у вакуумі. При відкритому випалюванні фарфорова маса стає пористою внаслідок випаровування води й газів під час хімічних реакцій усередині маси. Випалювання у вакуумі дає можливість одержати компактнішу структуру маси, що поліпшує її механічні властивості. Вироби, випалені у вакуумі, мають високі естетичні показники.*

Для виготовлення зубних протезів з використанням фарфору застосовують маси: *Ультропалін* (Україна), *Вітадур*, *Кераміко*, *Кармен*, *Дисетат Плюс*, *Норітаке* тощо. Матеріал *ІПС Імпрес* «Івоклар» (Ліхтенштейн) зміцнений лейцитом і містить ланцетні частинки, які стимулюють ріст кристалів під час твердіння. Під час гарячого пресування в скляній матриці утворюються мікрочастинки лейциту розміром кілька мікронів, які потім з'єднуються, утворюючи монокристал. Наявність лейциту в фазовому складі - відмінна

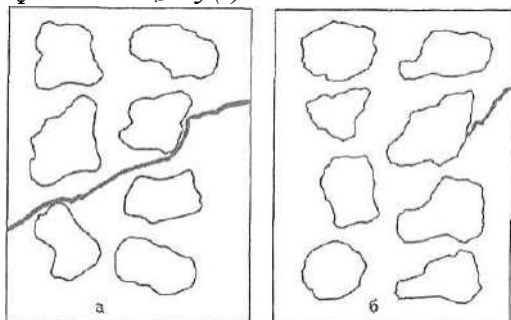
особливість стоматологічної кераміки. Лейцит в порцеляні утворюється при термічному розкладанні калієвого польового шпату:



Кристали лейциту у вигляді глобул, рівномірно і у великій кількості розподілені в скляній матриці, перешкоджають поширенню тріщин, підвищують міцність порцеляни, мають прозорість. Цей матеріал призначений для виготовлення коронок і вінірів (вестибулярних накладок на зуби).

Оптичний ефект порцеляни наближений до природних зубів тоді, коли вдається знайти правильне співвідношення між склофазою і замутнювачами порцеляни. Зазвичай цьому заважає велика кількість повітряних пор і замутнююча дія кристалів.

*Схема направлення тріщини (а) в керамічному облицюванні, що містить кристали лейциту (б)*



Склоподібна ізотропна фаза, що складається з полевошпатного скла, не розчинені в склі оплавлені частки кварцу (а); кристали лейциту розподілені в аморфному полевошпатному склі, мікропори (б).

З цією метою була розроблена *система IPS d. SIGN*, яка складається з нового склокерамічного матеріалу, синтезованого на основі комбінації фторапатиту і лейциту, який можна наносити безпосередньо на поверхню сплавів. Її основу становлять хімічно синтезовані кристали апатиту, які за складом максимально відповідають хімічному складу зубів. Її кристалічна структура зумовлює природний характер відбивання світла і натуральну білизну облицювального керамічного шару, що гарантує досягнення високого косметичного ефекту металокерамічних протезів, які виготовляються.

Крім того, до складу матеріалу входить спеціально розроблена система барвників і допоміжних керамічних мас, яка значно полегшує отримання необхідного відтінку кольору керамічного облицювання.

*До складу системи входять спеціально розроблені сплави:*

- *d. SIGN 98* - сплав з високим вмістом золота (без паладію);
- *d. SIGN 96* - сплав з високим вмістом золота;
- *d. SIGN 91* - сплав зі зниженим вмістом золота;
- *d. SIGN 84* - сплав на основі паладію;
- *d. SIGN 67* - сплав на основі системи паладій - срібло;
- *d. SIGN 30* - сплав на основі системи кобальт - хром;
- *d. SIGN 10* - сплав на основі системи нікель - хром.

Усі сплави цієї групи ідеально сумісні з облицювальним керамічним матеріалом. У зв'язку з цим процес випалювання перебігає абсолютно ідентично незалежно від типу сплаву, що значно знижує вірогідність утворення різних дефектів і підвищує довговічність. Вибраний відтінок кераміки отримують у процесі нанесення дентинних і мас ріжучого краю. *Для підбору індивідуального відтінку в систему матеріалів IPS d. SIGN* входить набір барвників і допоміжних мас із різноманітними ефектами, наприклад ефектом опалесценції. Випалювання кожного шару здійснюють відповідно до рекомендацій виробника, причому температура залишається незмінною для будь-якої керамічної маси цієї системи.

Основу металокерамічних зубних протезів становлять каркаси з металевих сплавів із неблагородних металів.

Важливу роль в здобутті якісного металокерамічного протеза грає створення пограничного шару між металевим каркасом і фарфоровою масою.

Загальноприйняте, що *в механізмі з'єднання кераміки і металевого каркаса основну роль відіграють три чинники:*

- 1) хімічний - за рахунок еднальних оксидів, що створюють міцний перехідний шар між керамікою і металом;
- 2) механічний - за рахунок механічних сил (фізико-механічна теорія зчеплення);
- 3) термічний - за рахунок різниці коефіцієнта лінійного термічного розширення металу і кераміки.

Дифузія елементів від фарфору до сплаву і від сплаву до фарфору є чинником утворення постійної електронної структури на поверхні розділу неблагородного металу і кераміки. Проте на поверхні розділу сплаву із благородних металів і кераміки такої структури не існує. Для поліпшення зчеплення фарфору із золотом застосовують спеціальні додаткові зв'язуючі агенти, які наносяться на поверхню металу перед нанесенням фарфору.

**Облицювальні маси для металокерамічних протезів повинні мати властивості, які забезпечують:**

- міцне з'єднання кераміки з металом за рахунок утворення між ними механічного, хімічного й дифузійного зв'язків;
- близькість коефіцієнтів термічного розширення і модуля пружності металу каркаса й кераміки;
- температура випалювання фарфорової маси має бути нижчою, ніж температура плавлення металу.

*Правила зберігання мас такі:* порошкові маси потрібно захищати від вологи, пастоподібні маси слід зберігати за кімнатної температури, маси треба захищати від сонячного проміння і високої температури, рідини слід зберігати за кімнатної температури.



Демо характеристику деяким прикладам керамічних мас.

Маса *Ультропалін* розроблена *П.С. Флісом і співав.*, як облицювальний матеріал. Це

синтетична керамічна маса. Вироби з цієї маси практично неможливо відрізнити від виготовлених з імпортних мас, а вартість її у середньому в 3 рази нижча, ніж вартість імпортних аналогів. Ця маса є скляною матрицею із мікрокристалами лейцититу. Коефіцієнт теплового лінійного розширення її становить  $13,2 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ . Це дає змогу використовувати його з такими металами, як *Denta*, *Remanium-2000*, *Rexillum*, *Wiron-88*, *Dg-88*, *Vego Pal-300* та іншими, КТР яких перебуває в межах  $13,8-14,4 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ . *Ультропалін* має високу міцність на згин завдяки малому розміру мікрокристалів лейцититу та їхній високій щільності в цій масі. Розподіл частинок матеріалу за розміром визначає усадку маси під час спікання, її пористість, прозорість, поведінку під час моделювання. *Ультропалін* містить 50 % частинок розміром 33 мкм і близько 12-15 % - менше ніж 5 мкм, що забезпечує малу усадку.

Закордонні фірми випускають такі маси для металокераміки, як: *IPS Classic*, *IPS in Line*, яка є лейцитною та містить 2 моделювальні рідини - P і L (Ліхтенштейн); *Біодент*; *Дуцерам* і *Дуцерам Голд* із твердістю  $380 \text{ Н/мм}^2$  за Віккерсом (твердість емалі - 300 за Віккерсом); *Vima Omega* і *Vima VM-15* (показана для облицювання сплавів з КТР від 16,0 до 17,3), *Vima ВМК* (Німеччина), розроблена для зубних техніків-початківців та зуботехнічних лабораторій економ класу. Її поєднують із нікеле- та кобальтохромовими сплавами.



Фарфорова маса *Vintage MP* - ультратонка мікрокераміка, яку рекомендують для сплавів із високим складом золота, напів- і недорогоцінних сплавів з КТР від 13 до 15,4. Набір флуоресцентних барвників *Vintage Art Stain* випускають у вигляді пасти для відтворення індивідуальних кольорних ефектів на керамічних матеріалах з КТР від 7,0 до 16,0, незалежно від матеріалу каркаса (металу або кераміки), і маси

*Finess* компанії «Dentsply», яка включає понад 40 модифікаторів з opak-дентинів, дентину та плечових мас.

Масу низькотемпературного спікання (за температури  $660-680 \text{ } ^\circ\text{C}$ ) *Дуцерам Леждова плюс* випускають у Німеччині.



Комплект фарфору *Noritake EX-3* «Noritake» (Японія) було запропоновано у 1987 р. Його КТР -  $12,4 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  в інтервалі температур від  $25$  до  $450 \text{ } ^\circ\text{C}$  і фактично не змінюється в процесі багаторазових випалювань. Керамічну масу *Noritake* можна використовувати для облицювання металевих каркасів із будь-яких сплавів на основі благородних і напівблагородних металів, КТР яких становить  $13,3-14,3 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ . За даними

*Хіросі* та *Бана*, міцність на згин сучасної кераміки, яку застосовують для облицювання металевих каркасів, становить 80-90 МПа. У фарфору *Noritake*

цей показник майже на 30 % вищий. Також він стійкий до позеленіння в разі його нанесення на каркас зі сплавів на основі срібла.

Крім основних керамічних мас використовують додаткові, щоб виправити дефекти або надати виробу більшої натуральності щодо природніх зубів. Так, анатомічну форму коронок можна виправити спеціальними фарфоровими масами для корекції - «коректурні» фарфорові маси. Найчастіше їх наносять на контактні поверхні коронок і ті ділянки, де товщина шару фарфору недостатня. Зазвичай ці матеріали обпалюють за нижчих температур, ніж дентинну й емалеву маси, і завжди під вакуумом. Імітації поверхневих плям емалі, тріщини, нальоту від цигарок тощо можна досягти за допомогою спеціальних барвників для зовнішнього підфарбовування емалі. Однією з вимог, які висувають до поверхневих барвників, є їхня підвищена стійкість до зношування. При атрофії альвеолярної частини щелепи, що спостерігається при захворюваннях тканин пародонта, іноді виникає потреба в маскуванні оголених коренів зубів або відсутньої частини ясен за допомогою спеціальних «ясенних» фарфорових мас.

Металокерамічні коронки мають природніший вигляд, якщо під час їх виготовлення відтворюють так звані мамелони - внутрішньозубні горбики, включені в анатомічну структуру зуба. Сучасні набори для металокераміки зазвичай містять керамічні маси для імітації мамелонів. Наприклад, до набору кераміки Мамелон маса IPS Style Ceram включено фарфорові маси для мамелонів: коралового, жовтого і бурштинового кольору. Фарфор для мамелонів бурштинового кольору має червоно-жовтий відтінок і призначений для роботи з насиченими кольорами, такими як А3,5 і А4. Жовтий - для мамелонів сприймається як темно-жовтий, а кораловий має рожево-жовтий відтінок.

Висококошметичного ефекту металокерамічних протезів можна досягти за допомогою спеціальних фарфорових мас - модифікаторів, які називають «інтенсивами» і які є порошками кераміки з підвищеною насиченістю кольору, порівнюючи зі звичайними дентинними масами. Ці маси призначені для уточнення кольорів керамічного покриття.

Природним зубам властива так звана «опалесценція», тобто зміна кольору від блакитно-білого у відбитому світлі до жовто-оранжевого або червоно-оранжевого в проникному світлі. Штучно створені матеріали з опалесцюючим ефектом дають змогу імітувати розсіювання світла, характерне для природніх зубів, шляхом аналогічного розділення кольорів на



мікроскопічному рівні, тобто розсіювання світла мікроскопічними частинками. Опалесцентні емалі можна використовувати як нерозбавленими, так і в сумішах зі звичайними емалевими масами.

Усім цим вимогам відповідає набір *New Color Noritace*, який включає: 1) маси для моделювання прозорого пришийкового краю коронки (прозорий пришийковий фарфор);

- 2) маси для імітації блиску натуральних зубів;
- 3) дентинопакетні маси;
- 4) опаківу масу у вигляді пасти;
- 5) емалевий фарфор;
- 6) фарфор для усунення мамелонів і тріщин;
- 7) тканинний, або ясенний, фарфор.

Керамічна маса *Дуцерам плюс* (Німеччина) з'явилася на ринку в 1997 р. Вона є результатом послідовного вдосконалення кераміки *Дуцерам*, яка із 1985 р. добре зарекомендувала себе як у клінічному, так і в лабораторному аспектах.

*Переваги керамічної маси Дуцерам Плюс:*

- можливість використання в усіх високотемпературних сплавах із КТР 13,8-15,4 завдяки тепловому розширенню, наближеному до лінійного;
- високі косметичні якості завдяки природній транслюмінісценції, опалесценції і флюоресценції;
- хороше поєднання з фосфатними масами, що дає змогу використовувати її для суцільнокерамічних вкладок;
- гармонійна колірна гама;
- наявність природної білої флюоресценції у порошкових і пастоподібних опаківих масах;
- гнучка, регульована температура для випалювання опаківих мас (дає змогу, наприклад, знижувати температуру випалювання за рахунок нейтральної маси);
- відсутність зміни кольору під час використання недорогих сплавів із високим вмістом срібла;
- високі моделювальні і формувальні властивості;
- нижча усадка під час випалювання;
- гладенька, однорідна поверхня після випалювання;
- вищі показники, ніж передбачено чинними стандартами ISO.

Комплект містить 5 наборів (опакери, дентини, хромоментини, маси для ріжучого краю і так звані «набір для професіоналів»). Опакери та дентини випускають у формі порошку чи пасти. Для їх замішування використовують різні рідини: рідина «О» звичайна, для роботи з опакерами, рідина «OL» - для пролонгації часу при роботі з опакерами, які набувають кремopodobної консистенції; кольорові рідини «SD» - для контролю нанесення шарів, рідина «SD-Form» - для кращого збереження змодельованої форми дентинів і мас для ріжучого краю. Рідину,



що повільно сохне, використовують для кераміки *Дуцерам плюс*, а для мас із температурою випалювання нижчою ніж 800 ° С *LCF Duceratin, Ducera-Gold* застосовують рідину «Quick», яка швидко сохне. Режим випалювання першого шару опакера: початкова температура - 500 – 570 ° С (із попереднім просушуванням протягом 6-9 хв); температура, за якої створюють вакуум, -

575 ° C; кінцева температура – 980 ° C (для сплавів неблагородних металів) або 930 ° C (для сплавів благородних металів). Час витримки кінцевої температури без вакууму становить 3 хв для сплавів благородних металів, 2 хв - для корбальтохромових сплавів, 1 хв - для нікельхромових. Слід зазначити, що під час випалювання 2-го опакового шару за допомогою набору спеціальних барвників для опакера можна відтворити характерні особливості природних зубів пацієнта, а саме: тріщини, емалеві плями, клиноподібні дефекти, пігментацію, мамелони.

У комплекті *Дуцерам плюс* міститься дентин двох видів - хроматин (інтенсивно забарвлений, з невеликою прозорістю) та звичайний дентин (прозоріший). Двошарова техніка нанесення дентину дає змогу згладити різкий перехід від абсолютно непрозорого 1-го шару (0 % прозорості) до відносно прозорого 2-го шару дентину (60 % прозорості). Анатомічну форму зуба моделюють дентином з урахуванням усадки маси під час спікання.

Після спікання на ріжучому краї та поверхнях зуба гострим інструментом зрізають надлишок кераміки, наносять прозору емалеву масу. Зону емалевих валиків, тобто перехід язикової поверхні в контактну, також відновлюють емалевою масою. Коли форму зуба відтворено, зубний протез знімають з моделі. Потім проводять остаточне випалювання глазури в такому режимі: температура попереднього просушування – 600 ° C, тривалість - 4-7 хв, швидкість підвищення температури – 55 ° C за 1 хв, кінцева температура – 890 ° C протягом 1-3 хв.

*Випалювання здійснюють без вакууму.* Поверхні, що контактують із яснами, мають бути абсолютно гладенькими й однорідними. Цього не можна досягти тільки випалюванням глазури, тому перед її нанесенням ці поверхні вирівнюють алмазними інструментами і полірують силіконовими полірами для кераміки. Відкриті металеві поверхні полірують за допомогою гумових полірів і фетрових насадок, зволжених пастою, яка містить алмазний піл.

У деяких випадках за високої опаковості пришийкової ділянки (недостатньо місця для кераміки), значної прозорості інтактних зубів і недостатньої прозорості протеза, високої яскравості опакера виникає потреба в проведенні корекції пришийкової ділянки металокерамічної коронки для поліпшення усмішки. Для вирішення цієї проблеми можна збільшити шар кераміки, однак це призведе до відтискування і відшарування ясен, затримки в цих місцях залишків їжі.

*Ефективним є виготовлення керамічного плеча.* Для цього спочатку вирізують вестибулярну або пришийкову частину металевого каркаса. На звільнене місце після нанесення опакера накладають плечову масу з набору *Duceram Kiss*. Вона чітко відповідає колірному забарвленню «Vita».



Разом із застосуванням стандартних відтінків (SM1 - SM7) можна виготовити край коронки у вигляді плеча шляхом індивідуалізації кольору за допомогою інтенсивної маси *5M-Flu*. Ця плечова маса характеризується високим ступенем флюоресценції і надійно покриває навіть складні в



косметичному плані ділянки зубів, наприклад за наявності забарвленої кукси зуба, надаючи керамічному плечу природності при будь-якому освітленні. Під час роботи з плечовими масами *Duceram Plus* необхідно використовувати спеціальну рідину для моделювання «SD - Quick» або рідину для плечових мас *Duceram Plus SMH - Liquid*.

Край металевого каркаса коронки (литий ковпачок) вкорочують приблизно на 0,5-0,8 мм, позначають межу препарування уступу, який закріплюють лаком. Каркас обробляють у піскоструменевому апараті, покривають опаковою масою і випалюють згідно з інструкцією.

Модель зуба покривають спеціальним ізолюючим засобом «High» або «8ER». Потім на пришийкову ділянку коронки наносять плечову масу. Нанесення маси *SM - Plus* під керамічне плече допомагає уникнути затінених зон. Плечову масу залишають підсохнути або підсушують повітрям і випалюють. Нанесення другого шару плечової маси і друге випалювання плеча здійснюють згідно з інструкцією. Після остаточного доопрацювання керамічного плеча наносять дентинну і прозору маси і закінчують виготовлення коронки глазуруванням.

При цьому маса має деякі особливості температурного оброблення. Так, під час виконання випалювання після попереднього висушування - прогрівання за базової температури - потрібно створити повний вакуум. Це перешкоджає утворенню мікропор, які негативно позначаються на прозорості маси після випалювання. Поява бульбашок повітря в кераміці призводить до помутніння маси, через що кольори можуть здаватися блідими і світлішими. У зв'язку з тим, що печі для випалювання кераміки можуть сильно відрізнятися за потужністю випалювання, температуру випалювання слід підбирати індивідуально для кожної з них. Для сплавів із КТР понад 14,2 треба проводити сповільнене на 3-5 хв охолодження у фазі випалювання за температури 850° С.



*Керамічна маса Duceram Kiss «Degudent»* (Німеччина). До її набору входять: комплект пастових опакерів у банках; комплект дентинів «Dentin»; п'ять високотемпературних плечових мас «SM» із посиленням ефектом флюоресценції; п'ять низькотемпературних плечових мас (F SM) для корекції шийки, які після глазурування мають підвищену флюоресценцію; Bleach - білий дентин для пацієнтів із вибіленими зубами; рідина-розріджувач для отримання рідшої консистенції маси; 20 основних мас: 6 модифікаторів (Power Syntomas PC) служать для інтенсифікації дентинових мас, відтворення пігментації, 6 опалових мас (Opal Effekt) - для створення різних кольорних ефектів емалі, 2 флюоресцентні дентини (Flu Inside Flu); коректурна маса «Final Kiss», опалесцентна, малопрозора, тому робота після корекції має привабливий вигляд; 2 ясенні маси («Gum Shades»), у результаті змішування яких з опаловими масами (Opal Effekt) отримують кераміку для відтворення ясен. Можна змішати дві маси основних кольорів у пропорції 1:1 і отримати новий (проміжний) колір. Усе разом це становить 56 кольорів, що дає змогу відтворити будь-які кольорні варіації.



**Легкоплавка керамічна маса *Ducerat LFC*** (температура випалювання – 660-680 °С) має високу світлопровідність. Вона призначена для виготовлення вкладок, вінірів, жакетних коронок, накладок. Маса сумісна з усіма сплавами,



КТР яких становить  $14,1-15,3 \times 10^{-6}$  °С<sup>-1</sup> за температури 600 °С. Температура спікання маси – 870 °С. Опаковий шар складається з базис-пасти, яку наносять на металевий каркас та посипають коронковим флеш-опакером, що запобігає проникненню оксидів металів у дентинні та емалеві маси (шари). Після випалювання опакового шару пензликом або шпателем наносять opak-дентин (температура випалювання – 870 °С). Потім - шар пришийкової маси, масу для формування ріжучого краю, опалесцюючі, транспарентні та глазурувальні маси. До комплекту також включено коригуючу масу, гінгівальну і моделюючі рідини.

Фарфорова маса *Кармен* фірми «Esprident» компанії «Dentaurum» (Німеччина) - це керамічний матеріал на основі силіцію оксиду, що має усадку 10 %, призначений для виготовлення поодиноких суцільнокерамічних коронок, мостоподібних протезів, вкладок, накладок, вінірів.

Останніми роками спостерігається підвищений інтерес до *титанової технології*.

*Основні вимоги до титанової кераміки:*

- 1) низька температура плавлення;
- 2) достатньо низький коефіцієнт термічного розширення;
- 3) здатність компенсувати властивість титану швидко розкладатися в кислоті.

Сучасні **титанові кераміки** за міцністю з'єднання з металом перебувають на рівні з металокерамічними системами на основі благородних металів або сплавів без них.



Дочірнє підприємство фірми «Dentaurum» «Esprident» випускає *титанову кераміку Triceram®*, яка відповідає всім вимогам. Теплове розширення її, що належить до синтетичної кераміки, ідеально підходить для титану як матеріалу для протезування. У цієї кераміки дуже висока міцність на згин. Міцність адгезії також дуже висока, значно перевершує нормативні вимоги і прирівнюється до такої у систем із благородними металами або сплавами без них. Основа хорошої адгезії закладається вже при нанесенні бондингу. Білий колір і висока здатність покриття опакової маси дають змогу досягти прекрасного результату навіть у пришийковій ділянці.

Оптимальна величина гранул маси *Triceram®*, дає змогу досягти значної міцності під час шліфування і невеликої усадки в процесі випалювання. Висока щільність і низька пористість надають кераміці оптичного блиску і полегшують

процес шліфування і полірування без подальшого глазурування, а також запобігають утворенню зубного нальоту і зберігають нормальний стан ясен.

Заломлення світла, опаловий відтінок транспарантних мас підкреслюють природність у ділянці ріжучого краю. Барвники цієї кераміки є універсальними і можуть застосовуватися як для нанесення на поверхню виробу, так і для змішування з іншими масами. *Негативного ефекту від смужки металевого краю коронки можна уникнути* шляхом застосування плечової маси в пришийковій ділянці. *Тінгівальні маси* особливо цінні для протезування на імплантатах.

Природний колір і естетичність цієї кераміки перевершують усі інші титанові кераміки, створені раніше. Вона проста в обробленні. Короткий час випалювання дає змогу не тільки швидко досягти мети, а й запобігти негативному впливу на титан продуктів незначного окисного навантаження. Ця кераміка володіє здатністю до швидкого і простого випалювання без тривалого охолодження і має достатній резерв для коригувальних випалювань або створення індивідуальних ефектів, властивих природним зубам. Асортимент маси *Triceram®* задовольняє найвищі естетичні потреби.

**Пресована кераміка *SERGO KISS «Degudent»*** (Німеччина) випускається у вигляді таблеток-заготовок, які попередньо випалюють, що дає можливість за відтінком і прозорістю бачити імовірний результат остаточної реставрації. Дентинові таблетки відповідають 16 кольорам за шкалою Vita і використовуються для виготовлення поодиноких коронок жувальних і фронтальних зубів, вкладок, вінірів. *Дуже прозорі таблетки рекомендують* для невеликих вкладок (I клас) і тонких вінірів. *Прозорі* - для вкладок I-II класу і вінірів, де потрібна легка корекція відтінків (розфарбовування). *Емалеві* - для вкладок II-III класу і вінірів, де потрібно помітно коригувати відтінок (фарбування або пошарове нашарування). *Для складних клінічних випадків* (наприклад, опора - кусова вкладка) *використовують заготовки: P1* для всіх кольорів за шкалою Vita від A1 до D3, *P2* - для кольору D4, *PF* - для вибілених зубів.



Для виготовлення протезів потрібні таблетки «Cergo», облицювальна кераміка для нанесення на відпресований ковпачок Duceragold Kiss, муфель для пресування, адгезив для штампиків, тригер зі спеціальними штифтами, вогнетривка вата, розколірка. Розрахувати, скільки необхідно таблеток-заготовок для пресування, можна таким чином: якщо маса воскової моделі до 0,6 г, беруть одну заготовку «Cergo» і 100 г муфелю; якщо маса воскової моделі до 1,4 г - 5 заготовок і 200 г муфелю.

Пресування відбувається в печі для пресування «SERGO-PRESS», яка може працювати і як звичайна піч для кераміки. Через 15 хв після пакування масою *SERGO fit speed* кювету поміщують у муфельну піч, розігріту до температури 850° С, і витримують протягом 45 хв. Процес пресування займає також 45 хв.

Після охолодження кювети виробу виймають, обробляють у пікоструменевому апараті скляним піском із розміром зерна 50 мкм під тиском

1,5-2 атм. Вироби відокремлюють від ливників, знежирюють і готують до облицювання масою *DuceraGold Kiss*.

Пресовану кераміку *CREATION-CP* і *Creation CP ZI* (Швеція) було запропоновано після низькотемпературної кераміки *Creation CPL M* для облицювання металів. Її випускають у вигляді напівфабрикатних спечених керамічних заготовок (таблеток). Нині цирконієві каркаси будь-якого типу (незалежно від методу отримання: спікання, склоінфільтрації або шліфування напівфабрикатних блоків) можуть бути облицювані шляхом напресування керамічного покриття на коронки, мостоподібні протези, абатменти імплантатів, цирконієві каркаси мостоподібних протезів «Меріленд». До складу стартового набору кераміки *Creation CP ZI* входять таблетки дентину із різними рівнями прозорості.



**Фрезерну систему «Zircon»** запропоновано Енріко Штегером, власником фірми «Zirconzahn». *Циркон (Zircon)* - найстаріший і найпоширеніший мінерал земної кори. З нього виготовляють високоміцний матеріал цирконію оксид (цирконію діоксид, стабілізований ітрієм), який уже 20 років застосовують в ортопедії для виготовлення головок суглобів. А в стоматології, за різними даними, з цього матеріалу виготовляють від 15 до 20 тис. одиниць реставрацій щоденно. Нині існує більше ніж 15 таких систем. Технічна характеристика: час фрезерування – 10-15 хв на одиницю. Одна фреза - на 80-100 одиниць. Тривалість випалювання - 8 год. Форма препарування зуба будь-яка. Виділяють 2 види цирконію: прозорий і опаковий. *Компоненти системи фрезерування:* сушильна лампа, фрезерувальний верстат, піч для випалювання, витяжка, асортимент кераміки з набором барвників, блоки матеріалу *Zircon*, барвники для фарбування цирконію.

*Виготовлення конструкції потребує послідовних етапів:*

- 1) виготовлення полімерної моделі протеза за допомогою «Rigit-T»;
- 2) на диску-носії позначення позиції каркаса;
- 3) відшліфовування контуру каркаса твердосплавною фрезою;
- 4) вклеювання каркаса в диск клеєм «Секунда»;
- 5) перевірка каркаса на моделі після вклеювання;
- 6) приклеювання блоку «Zircon» з обох боків;
- 7) фрезерування: спочатку фрезою 4L (без сильного тиску) із м'яких напівспечених блоків, які за структурою нагадують крейду, вишліфовують великі напівфабрикат і каркаси, розмір яких на 20 % більший за розмір готового виробу, щоб компенсувати усадку під час випалювання. Потім уточнюють другою фрезою меншого діаметра і згладжують каркас фрезою 1L;
- 8) проводять фарбування - занурення у фарбувальну рідину на 5 с;
- 9) висушують під лампою розжарювання;
- 10) випалювання у печі близько 8 год (уночі) за високої температури;
- 11) оброблення каркаса силіконовими дисками з алмазною крихтою і зрошенням водою робочої ділянки;

12) облицювання керамічним матеріалом каркаса, заздалегідь обробленого потоком частинок алюмінію оксиду під тиском 4 бар, до утворення матової поверхні.

Нанесення і випалювання дентинового опакера, потім маси дентину з 50 % маси *Dentin Orange* із формуванням зубчастого шару, потім шару *Transpa-3*, *Transpa Bia*, емалевої маси, маси ТЗ, остаточне оброблення і полірування.

**Синтетична кераміка *HeraCeram* «Хереус Кульцер»** (Німеччина) містить *хромopakові дентини*, що дає змогу отримувати потрібний колір без



використання додаткових барвників. Усі складники цієї маси володіють флюоресценцією, що створює умови перенесення кольорів з урахуванням світлової дії. Кварцове скло, яке входить до її складу, майже не містить лейцит, чим забезпечує мінімальне стирання природних зубів-антагоністів.

Ця маса містить пастоподібний опак, що виключає трудомісткий етап замішування і можливість утворення бульбашок повітря під час випалювання. Матеріал характеризується особливою зернистістю, що запобігає надмірній усадці, коротшою програмою випалювання, яке проводять з підвищеною стартовою температурою, зниженою температурою випалювання і відсутністю тривалого охолодження. Це економить до 30 % часу. *HeraCeram* має КТР 13,8-15,4 і тому використовується для облицювання всіх відомих сплавів під кераміку.

*Стоматологічні керамічні маси підбирають за такими параметрами:*

- коефіцієнт термічного розширення, подібний до цього показника для самих каркасів;
- рівень міцності - показник 70-117 МПа забезпечує стійкість перед механічними впливами,
- температурними перепадами, подряпинами та іншими пошкодженнями;
- хімічна розчинність - низький показник забезпечує збереження ваги конструкцій;
- гіпоалергенність - у користувача не виникає алергічних проявів при носінні зубних протезів;
- стабільність - маса зберігає колишній колір і структуру навіть при тривалому використанні;
- естетичність - матеріал забезпечує якість зубних протезів, яка візуально не відрізняється від справжніх зубів.

Керамічні маси в стоматології поділяють за кількома критеріями.

За рівнем тугоплавокості *матеріал буває:*

- низькоплавкий - випалюється за температури від 870 до 1065 ° С;
- середньоплавкий - випалюється за температури 1095-1260 ° С;
- тугоплавкий - випалюється при 1290-1370 ° С.

**Все різноманіття стоматологічних фарфорових мас можна класифікувати за різними ознаками.**

1. *За призначенням:*

- створення стандартних штучних зубів в заводських умовах;
- створення стандартних фарфорових коронок і заготовок для вкладок в заводських умовах;
- створення індивідуальних фарфорових коронок в умовах зуботехнічної лабораторії;
- створення індивідуальних фарфорових вкладок в умовах зуботехнічної лабораторії;
- облицювання суцільнолитих каркасів металевих незнімних зубних протезів, наприклад: маса *IPS-Класик* «Івоклар» (Ліхтенштейн), маси фірми «Віта», Німеччина та ін.);
- кераміка для виробництва знімних зубних імплантатів;
- фарфор для фрезерування і створення незнімних конструкцій;
- ливарні маси, що застосовуються в реставраційних роботах;
- матеріал для використання методом спікання.

*Також, за призначенням фарфорові маси поділяють на:*

- 1) Базисні або ґрунтові - призначені для моделювання внутрішнього шару коронки зуба;
- 2) Дентинні - заповнюють середній шар коронки;
- 3) Емалеві або склоподібні – використовують для виготовлення зовнішнього шару коронки зуба, цей шар повинен бути прозорий.

2. *За комплектацією в наборі:*

- а) у вигляді порошку, розфасованого в ємності (пляшечки, банки), що вимагає подальшого замішування з рідиною, тобто у формі «напівфабрикату»;
- б) готовими до застосування - у вигляді пасти, розфасованої в спеціальні шприци-контейнери.

3. *За оптичними і фізико-механічними показниками, міцністю:*

- а) різні види керамічних коронок (алюмофарфори, литі керамічні) мають кращі, ніж металокерамічні конструкції властивості, але вимагають більш радикальної підготовки;
- б) порівняння міцності керамічних коронок, виготовлених з алюмооксидного фарфору, керамічного матеріалу *Церестор*, і литих коронок з матеріалу *Дикор*, а також початок утворення тріщин в коронках з *Церестор* відбувається приблизно при однакових навантаженнях;
- в) дослідженнями міцності при вигині різних порцелянових мас встановлено, що цей показник для фарфорових мас різний:
  - для звичайного ґрунтового фарфору - 110 МПа;
  - для алюмооксидного (*NBK 1000, Вітадур-Н*) - 116 МПа;
  - для високо глиноземного фарфору (*Віта Хай-Керам* та *Церестор*) - 150 МПа;
  - для склокерамічного литтєвого матеріалу *Дикор* - 240 МПа;

г) середній розмір пор у склокерамічного матеріалу *Дікор* складає 1 мкм, у решти вище названих матеріалів - 10 мкм. При цьому їх кількість на 1 мм<sup>2</sup> площі різна - від 36 для звичайного ґрунтового фарфору до 4367 для *Церестор*.

#### 4. За технологією:

а) нанесення шарів облицювання: тришарова методика, двошарова, одношарова з нейтрального кольору з подальшим розфарбуванням. Так, відомі набори керамічних мас *Vita-VMK*, *Біодент* та ін., засновані на техніці пошарового нанесення кераміки. Фірмою «Де-Трей/Дентсплай» (США) був запропонований метод розфарбовування поверхні коронки, яка, на відміну від техніки пошарового нанесення повністю виготовлена з кераміки нейтрального кольору;

б) випалу: стандартні високотемпературні, наприклад, *IPS-Класик*, або низькотемпературні - маса *Дуцерам LFC*.

5. За кольірною шкалою: *Хромаскоп*, *Vita-Алюмін-Вакуум*, *Біодент*, *Кераскоп*.

*Стоматологічні керамічні матеріали, як правило, класифікуються за своєю мікроструктурою*, що полегшує наукове розуміння їх складу і хімічної природи, але, це мало допомагає стоматологам або зубним технікам у виборі відповідного матеріалу для конкретної клінічної ситуації. Метод обробки кераміки істотно впливає на її механічні властивості і, отже, на можливість використання матеріалу в різних клінічних випадках. Таким чином, тільки комплексно класифікуючи стоматологічні керамічні матеріали, як на основі їх складу, так і згідно методів їх виробництва і обробки, можна забезпечити умови для оцінки клінічних параметрів їх застосування в кожній конкретній ситуації.

*Представлена нижче класифікація побудована на одному принципі: використання керамічних мас для різних конструкцій - від найбільш консервативних/найменш інвазивних (з максимальним збереженням природної структури зуба) – до найменш консервативних/найбільш інвазивних (з мінімальним збереженням тканин зуба). Ця категоризація матеріалів також враховує раніше опубліковану класифікацію, в якій згадувалися як склокераміка, так і декілька зовсім нових і прогресивних матеріалів, які тільки вийшли на ринок. Виділяють чотири класи: клас I (CL-I), клас II (CL-II), клас III (CL-III), клас IV (CL-IV).*

#### *CL-I (порошок/рідина)*

*Клас I (CL-I) включає порошкоподібні і рідкі види керамічних матеріалів, що складаються з часток діоксиду кремнію, занурених у скловидну матрицю з варійованою кількістю кристалічної фази в цій матриці (наприклад, *Creation Porcelain*, *Jensen Dental*, *Ceramco 3 «DENTSPLY» International EX-3*, *Kuraray «Noritake Dental, Inc.»*). Група CL-I також включає представників полевошпатної кераміки, названої так тому, що вона спочатку виготовлялася з польового шпату (алюмосилікату, що містить у своєму складі певну кількість калію, натрію, барію або кальцію). Декілька варіантів полевошпатних керамічних матеріалів доступні на ринку і сьогодні.*

Матеріали групи *СL-I* виготовляються вручну і відносяться до групи матеріалів, що використовуються при найбільш консервативних конструкціях. Вони, як правило, є найбільш прозорими керамічними матеріалами, але в той же час і найбільш крихкими. З урахуванням ступеня їх прозорості вони є ідеальним варіантом вибору у випадках відновлення коронок з досить великою кількістю залишкової емалі і відносно добре збереженою структурою зуба (при збереженні  $\geq 50\%$  об'єму емалі, або коли ділянка фіксації як мінімум на 50 % складається з емалі, або коли 70 % маргінальних країв представлені емаллю, але не дентином).

*Полевошпатні керамічні реставрації*, що фіксуються на емалі, довели свою успішність і довговічність під час багатьох клінічних досліджень. Представники цієї групи матеріалів демонструють не лише високі естетичні показники, але і відмінні робочі характеристики, є досить зручними для використання як тонкого шару, що наноситься безпосередньо на структуру емалі, а також вважаються оптимальними для неметалічних конструкцій. Матеріали *СL-I* вимагають товщини шару в 0,2-0,3 мм для забезпечення потрібного відтінку реставрації. Цей клас матеріалів, як правило, використовується при відновленні передніх зубів, але також у деяких випадках може використовуватися і для реставрацій на премолярах, а в окремих випадках – і на молярах. Ризик їх ушкодження досить низький при адекватному функціональному навантаженні.

#### *Клас II*

*СL-II (склокераміка)*. Склад керамічних матеріалів *СL-II* схожий на аналоги групи *СL-I* тим, що в обох є склоподібна матриця, проте за своєю склокристалічною структурою та типами кристалів ці два класи матеріалів все-таки відрізняються. У матеріалах групи *СL-II* кристалічні складові можуть бути чи додані до складу скла, чи ж вирощені в склоподібній матриці. Кераміка *СL-II* також відрізняється від кераміки *СL-I* і процесом виробництва, оскільки перша поставляється у формі щільних промислових блоків для пресування і фрезерування.

Враховуючи особливості типів кристалів і можливості клінічного застосування, *матеріали групи СL-II можна умовно розділити на дві підгрупи: СL-IIа та СL-IIб*. Матеріали *СL-IIа* містять низьку або середню (50 %) кількість кристалічного скла чи склокераміки, по своїй мікроструктурі складаються із скляної матриці, яка оточує другу фазу, представлену окремими кристалами. На початку виробництва матеріали складаються з однорідного скла, але формування вторинних джерел утворення і росту кристалів забезпечує покращення механічних і фізичних властивостей представників цієї групи завдяки присутності максимальної кількості кристалічних одиниць, навколо яких формуються ділянки компресійної напруги. Прикладом цих матеріалів є *літій дисилікат* (наприклад, *IPS E.max* «Ivoclar Vivadent») – склокерамічний матеріал, що складається з кремнезему, двооксиду літію, оксиду алюмінію, оксиду калію і оксиду фосфору (V). Після того, як кристалічний компонент матеріалу досягає оптимального рівня росту під час свого виробництва, матеріал подрібнюють у порошок і обробляють за допомогою різної технології та методів. *Показання до використання літій дисилікату* аналогічні, як і для інших склокерамічних матеріалів, проте він може використовуватися ще і для виготовлення суцільних коронок.

У випадку якщо останні фіксуються за допомогою композитного цементу, літій-силікатні конструкції забезпечать ефективне функціонування повних коронок навіть у випадках високих навантажень у ділянці молярів.

*CL–IIb* матеріали складаються з літій-силікатної склокераміки на 10 % армованої кристалами діоксиду цирконію. Новим матеріалом цієї категорії є *літій дисилікат укріплений цирконієм* (наприклад, *VITA Suprinity*, *VITA Zahnfabrik*, *CELTRA Duo* «DENTSPLY»). Хоча ці матеріали є відносно новими на ринку, але первинне їх тестування продемонструвало відмінні оптичні і фізичні показники, аналогічні оригінальним літій дисилікатним матеріалам. Дійсною перевагою літій-дисилікатів є достатня кількість клінічних даних, що підтверджують довгостроковий і успішний результат їх використання як поодиноких реставрацій при будь-якій локалізації. Реставрації, виготовлені з цих матеріалів, демонструють високу міцність, резистентність до переломів і відмінну естетику, що імітує природні тканини, а тому є універсальними у використанні для широкого спектру клінічних випадків. Їх також рекомендується використовувати за критичних умов відновлення коронки, коли кількість залишкової емалі менше половини її початкового об'єму, або коли менш ніж 50 % бондингової поверхні зуба становить емаль, або ж 30 % і більше маргінальних тканин становить дентин. Враховуючи властивості матеріалів, рекомендовано використання адгезивного протоколу. Проте, треба зазначити, що фіксація до дентину не є прогнозованою через природну гнучкість дентину, тоді як жорсткість емалі може забезпечити більш сприятливий прогноз реставрації.

### *Клас III*

*CL–III* (високоміцні кристалічні матеріали). Матеріали групи *CL–III* є високоміцними кристалічними представниками кераміки з мінімальним вмістом кристалічної фази або ж повною її відсутністю, які виготовляються під час послідовних промислових процесів. Вони відрізняються від скла або склокераміки типом формування зв'язку між спеченою кристалічною матрицею (яка складає від 85 % до 100 % об'єму) і частками кристалічної фази. *За способом виготовлення* їх також можна поділити на дві підгрупи: *CL–IIIa* та *CL–IIIb*.

*CL–IIIa* група матеріалів виготовляються шляхом створення пористої матриці, сформованої у формі блоку, і остаточно відконтурованої до потрібних розмірів за допомогою САД/САМ технології. Після цього структуру матриці заповнюють іншою розплавленою фазою матеріалу. Лантанове алюмосилікатне скло в рідкому чи розплавленому вигляді затікає в усі пори матриці завдяки капілярній взаємодії, створюючи щільний і надійний матеріал. Кінцевим продуктом є 85 % кристалічної сітки, що переплітається з невеликою кількістю скла. Нині ці матеріали зникають з ринку, а на зміну їм приходить повністю 100 % полікристалічна кераміка.

Матеріали підгрупи *CL–IIIb* є високоміцними 100 % кристалічними керамічними матеріалами, які спочатку виготовлялися на основі оксиду алюмінію, наприклад, *Procera* «Nobel Biocare». Останнім часом їх почали виготовляти на основі діоксиду цирконію (наприклад, *ЛАВА* «3М ESPE», *Prettau*



«Zirkonzahn». Конструкції на основі алюмінію добре зарекомендували себе для виготовлення поодиноких коронок, але в ділянці молярів у зв'язку з підвищеним ризиком сколювання перевагу треба віддавати матеріалам на основі цирконію або літїю дисилікату. Коронки, виготовлені на основі цирконію, також можуть бути використані при великій втраті тканин зуба, підвищеному ризику виникнення пружних деформацій і стресової напруги, при виготовленні поодиноких коронок у ділянці молярів або в складі мостоподібних протезів, а також в умовах з проблематичним проведенням якісного бондингу (наприклад, у під 'ясенній ділянці).

У тих випадках, коли складно забезпечити якісну реалізацію адгезивного протоколу фіксації (проблеми контролю вологи, високі параметри сил зрушення і розтягуючої напруги на межі зуб/реставрація), рекомендується використовувати керамічні матеріали групи *CL-III* або металокераміку (*CL-IV*), оскільки конструкції, виготовлені з цих матеріалів, можна фіксувати з використанням звичних прямих протоколів. Проте при використанні суцільноцирконієвих коронок увагу треба звернути на взаємовідношення із зубами-антагоністами, оскільки проблеми найчастіше виникають через неадекватний контакт із зубами протилежної щелепи. Чи то матеріал на основі оксиду алюмінію чи оксиду цирконію – обидва демонструють більшу міцність, ніж матеріали груп *CL-I* та *CL-II*, і можуть бути використані для виготовлення підструктури кукси як альтернативи металу. Проте, зважаючи на свою підвищену опаковість (викликану великим вмістом кристалічної речовини) самі собою вони не можуть забезпечити оптимального рівня естетичного профілю. Їх перекривають іншими керамічними матеріалами, і, таким чином, отримують і міцну конструкцію, і відмінну естетику. Кераміка групи *CL-III* вимагає товщини шару від 1,2 мм до 1,5 мм, залежно від потрібного кольору субструктури. Напівпрозорі представники цих матеріалів нині використовуються для виготовлення суцільноцирконієвих реставрацій у ділянці жувальних зубів. Першим на ринку з цієї категорії був *BruXZir* «Glidewell Laboratories», але сьогодні є широкий вибір матеріалів, і нові представники продовжують поповнювати ринок стоматологічних матеріалів.

*Жаас IV*

*CL-IV (металокераміка)*. Матеріали групи *CL-IV* є, по суті, аналогами матеріалів *CL-I* групи злитими з високоміцним металевим каркасом, що дозволяє використовувати їх у клінічних ситуаціях, при яких зростає ризик виникнення високої напруги чи деформацій. Вони ідеально підходять для ситуацій, коли структура зуба або повністю відсутня, або кількість залишкових тканин мінімальна. Як і матеріали *CL-III* групи, металокераміка характеризується високою міцністю, але обмеженими естетичними характеристиками. Для досягнення прийнятної естетики необхідна товщина керамічного шару має бути не менше 1,5 мм. Незважаючи на схожість з матеріалами *CL-III* на основі оксиду цирконію, коефіцієнт їх термічного розширення все ж значно відрізняється через природу металевого каркаса. Естетичні властивості металокераміки можна покращити, використовуючи якісні матеріали для облицювання.

На сучасному ринку найбільш поширеними матеріалами для металокераміки є: *Віта, Вітадур Альфа, Виводент, Карат, Біодент, Мультикolor, Вінтадон Обнав, Оме-га, Пібонд, Ін-Керам, Вітахром Дельта, І ПС-класик*.

### **Ситали**

*Ситали* належать до групи полікристалічного скла. Вони займають проміжне положення між звичайним склом і керамікою. Ситали містять велику кількість дрібних ( $< 1$  мкм) кристалів, що пов'язані між собою міжкристалічним прошарком (склоподібною фазою). Концентрація кристалів може змінюватись у значних межах (20 - 90 % за об'ємом). *Їх одержують шляхом кристалізації скляної маси під дією каталізаторів* (оксиди деяких металів або їхні колоїдні частинки). Вони мають дрібнозернисту рівномірну мікроструктуру, низьку масу і виявляють високу міцність, твердість, термостійкість та хімічну інертність. Щільність ситалів становить 2,5-2,7 г/см<sup>3</sup>, міцність на згин - від 900 до 1000 кгс/см<sup>2</sup>, на стискання - від 500 до 1500 кг/см<sup>2</sup>, КТР –  $9-30 \times 10^{-6}$  °C<sup>-1</sup>. Такі властивості, як густина, коефіцієнт термічного розширення, теплопровідність, модуль пружності і діелектрична проникність залежать від властивостей фаз і адитивно змінюються зі зміною вмісту цих фаз.

*На фазовий склад ситалів впливають* малі (до 1,5%) добавки модифікаторів (Na, K, Ca, Ba та ін.), склоутворювачів (B, P та ін.) і оксидів проміжного типу, введення яких не змінює складу основних фаз, але помітно збільшує або знижує їх вміст. Необхідними домішками є речовини (Li, Rb, Cs, Ag, Au, Cu, Zn, Cd та ін.), що служать каталізаторами і центрами кристалізації скла. До складу фотоситалів вводять як світлочутливі добавки Au, Ag, Cu у поєднанні з сенсibilізаторами.

*Сенсibilізатори* - речовини, що сприяють повнішому перебігу фотохімічних процесів, підвищенню фоточутливості з утворенням прихованого поверхневого зображення. При отриманні фотохромного іншого світлочутливого скла як сенсibilізатори використовуються GeO<sub>2</sub>, одновалентне золото, сірчисті з'єднання лужних металів та ін. Застосування елементів платинової групи (Pt, Re, Pd, Os, Ir) не вимагає присутності сенсibilізаторів. З метою здешевлення виробництва і комплексного використання сировини для виготовлення ситалів застосовуються: доменний шлак разом з кварцовим піском - для отримання *шлакоситалів*; магматичні ефузивні і інтрузивні гірські породи основного складу (базальти, габро, трапи), метаморфічні породи (тремолітові і сланці тальку), осадові породи (лісові суглинки, вапняна глина), нефеліновий концентрат - для отримання *петроситалів*. Оцінка придатності шлаків і гірських порід для цих цілей найпростіше і ефективно здійснюється петрографічними методами за їх мінеральним складом. Не останню роль грають знання петрохімічних особливостей і використання можливостей методів петрохімічних перерахунків.

### *Властивості ситалів*

Ситали володіють високою міцністю, твердістю, зносостійкістю, малим коефіцієнтом лінійного розширенням, хімічною і термічною стійкістю, газо- і вологонепроникністю.

Закордонні фірми випускають такі ситалові матеріали: *Пірокерам* (США), *Вітрокерам* (Німеччина), *Девітрокерам* (Японія).

Матеріали мають ряд переваг порівняно з фарфором:

- у базисному шарі коронок практично не виникають тріщини;
- на виготовлення коронок витрачається менше часу, підвищується продуктивність праці зубного техніка;
- вироби із ситалів вирізняються високою міцністю;
- випалювання маси можна здійснювати на золотій фользі.

Ще одна сфера застосування стоматологічного фарфору в клініці ортопедичної стоматології це виготовлення **штучних зубів для знімних протезів**.

*До переваг фарфорових зубів треба віднести:* високу механічну міцність, стабільність форми, стійкість до стирання, хімічну інертність, косметичність.

*До недоліків* - складне механічне оброблення, крихкість, немонолітне з'єднання з металевими і пластмасовими базисами, що потребує механічного кріплення.

За способом з'єднання фарфорові зуби поділяють на: *крапкові, діаторичні, трубчасті, штифтові*.

Промисловість випускає фарфорові зуби в гарнітурах: 8 фасонорозмірів передніх верхніх і нижніх зубів із крапками з ніхрому або срібнопаладієвого сплаву, а також 5 фасонорозмірів бічних діаторичних зубів. Випускають зуби 9 кольорів.

Закордонні фірми виготовляють фарфорові зуби в гарнітурах: *Віваперл ПЕ* передні та *Віваперл ПБ-Орточип* бічні («Івоклар», Ліхтенштейн), *Біодент* («Дента Сплай», США) та ін. Більш детально матеріал буде представлений у лекції № 7.

### **Висновки.**

Знання показань до використання керамічних матеріалів різних класів, а також розуміння різниці їх структурного складу, допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку. Ідеальним, звичайно, є виготовлення конструкції з одного класу матеріалів, проте доступність різних їх видів робить можливим виготовлення непрямих реставрацій, які відповідають як функціональним критеріям міцності, так і естетичним вимогам.

У наступній лекції ви ознайомитеся з видами штучних зубів, в тому числі, виготовлених із фарфору, способами кріплення їх в базисі протеза та особливостями їх підбору.

## 7. Матеріали для активації студентів під час читання лекції

### Запитання

1. Стоматологічна кераміка.
2. Склад і фізико-механічні властивості керамічних мас.
3. Хімічні та біологічні властивості керамічних мас.
4. Вимоги до стоматологічної кераміки.
5. Класифікація керамічних мас.
6. Характеристика легкоплавкої кераміки, її застосування.
7. Характеристика середньоплавкої кераміки, її застосування.
8. Характеристика тугоплавкої кераміки, її застосування.
9. Ситали.
10. Фарфорові зуби.

### Тести

#### 1. Каолін, що входить до складу фарфорових мас - це:

- A. біла глина
  - B. безводні калієві, натрієві або кальцієві алюмосилікати
  - C. ангідрид кремнієвої кислоти
  - D. силікофосфат
  - E. бензоат натрію
- (правильна відповідь: A)

#### 2. Які властивості фарфорової маси надає каолін?

- A. підвищує температуру плавлення
  - B. замутнює, зменшує прозорість
  - C. підвищує прозорість
  - D. знижує усадку
  - E. підвищує хімічну стійкість і твердість
- (правильна відповідь: A, B, E)

#### 3. Польовий шпат, що входить до складу фарфорових мас - це:

- A. біла глина
  - B. безводні калієві, натрієві або кальцієві алюмосилікати
  - C. ангідрид кремнієвої кислоти
  - D. силікофосфат
  - E. бензоат натрію
- (правильна відповідь: B)

#### 4. Польовий шпат (ортоклаз) у фарфоровій масі у % складає:

- A. 3-10
- B. до 25
- C. 15-20
- D. 60-75
- E. 45-50

(правильна відповідь: D)

**5. Кварц, що входить до складу фарфорових мас - це:**

- A. біла глина
- B. безводні калієві, натрієві або кальцієві алюмосилікати
- C. ангідрид кремнієвої кислоти
- D. силікофосфат
- E. бензоат натрію

(правильна відповідь: C)

**6. У складі стоматологічного фарфору кварц у % складає:**

- A. 15-35
- B. 20-25
- C. 25-30
- D. 30-35
- E. 40-55

(правильна відповідь: A)

**7. Плавні (флюси) у фарфоровій масі у % складають:**

- A. 3-10
- B. до 25
- C. 15-20
- D. 60-75

(правильна відповідь: B)

**8. Щільність фарфорових мас:**

- A. 2.5-2.7 г/см<sup>3</sup>
- B. 3.0-3.5 г/см<sup>3</sup>
- C. 1.5-2.0 г/ см<sup>3</sup>
- D. 2.0-2.5 г/ см<sup>3</sup>
- E. 4.6-8.0 г/см<sup>3</sup>

(правильна відповідь: E)

**9. Більш висока якість досягається при спіканні фарфорової маси:**

- A. у вакуумі
- B. у атмосферних умовах
- C. під тиском
- D. не має значення
- E. у вологому середовищі

(правильна відповідь: A)

**10. Сигали-склокристалічні матеріали, що складаються:**

- A. з однієї або декілька кристалічних фаз, рівномірно розподілених
- B. з іонних фаз, рівномірно розподілених
- C. із хімічних фаз, рівномірно розподілених
- D. з електронних фаз, рівномірно розподілених

(правильна відповідь: A)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції:**  
*«Стоматологічна кераміка. Склад та властивості стоматологічного фарфору. Класифікація сучасної стоматологічної кераміки».*

### Література

1. Азаренков МО, Неклюдов ІМ, Береснєв ВМ, Восводін ВМ, Погребняк ОД, Ковтун ГП, та ін. Наноматеріали і нанотехнології: навчальний посібник. Харків: ХНУ імені В. Н. Каразіна; 2014. 316 с.
2. Battistelli A, Severino D, La Manna O. Modelling AFG. Modellazione dentale naturale codificata. Teamwork Media; 2010. 314 p.
3. Брагіна ЛЛ, Саввова ОВ, Бабіч ОВ, Соболь ЮО. Структура та властивості склокристалічних матеріалів: монографія. Харків: Компанія СМІТ; 2016. 252 с.
4. Brix O. Fascinating All Ceramics. Teamwork Media; 2013. 292 p.
5. Власенко АЗ, Стрелковський КМ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних та композитних матеріалів. К.: Здоров'я; 2005. 164 с.
6. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
7. Саввова ОВ, Брагіна ЛЛ, Бабіч ОВ, Смирнова ЮО, Фесенко ОІ. Ситали: структура, властивості, технологія та застосування: навч. посібник. Харків: НТУ "ХПІ"; 2018. 264 с.
8. Рожко ММ, редактор. Стоматологія: у 2 книгах. Книга 1: підручник. Медицина; 2012. 872 с.
9. Mhadhbi M, Khliisa F, Bouzidi C. Recent Advances in Ceramic Materials for Dentistry. Advanced Ceramic Materials. IntechOpen; 2021. 296 p. doi: 10.5772/intechopen.96890.
10. Фліс ПС, Власенко АЗ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних і композитних матеріалів: Підручник. К.: Медицина; 2010. 296 с.
11. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in Dentistry – Part I: Classes of Materials. Inside Dentistry; 2009. 94-104.
12. Wyatt OH, Dew-Hughes D. Metals, ceramics and polymers. London: Cambridge Univ. Press; 1974. 625 p.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції: «Штучні зуби. Підбір штучних зубів при виготовленні знімних протезів».**

#### Основні питання:

- види штучних зубів;
- вимоги до штучних зубів;
- штучні зуби із пластмаси, їх властивості;
- естетичні властивості штучних зубів;
- гарнітури штучних зубів;
- стандартні та індивідуальні штучні зуби;
- способи виробництва акрилових зубів;
- штучні фарфорові зуби, їх властивості;
- виробництво фарфорових зубів;

- фарфорові зуби, їх різновиди та способи кріплення в базисі протеза;
- порівняльні властивості пластмасових та фарфорових штучних зубів;
- підбір штучних зубів;

*Література*

1. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВМНЗ І-ІІ р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.
2. Гіглан ЄМ, Кроть МК. Посібник з бюгельного протезування. К.: Здоров'я; 2000. 140 с.
3. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 178-184, 212-218.
5. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 209-220.
6. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 233 с.
7. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 163-174.
8. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. Київ: ВСВ «Медицина»; 2020. 363-364.
9. Johnson T, Wood DJ. Techniques in Complete Denture Technology. Wiley-Blackwell; 2012. 112 p.

**Лекція №7: Штучні зуби. Підбір штучних зубів при виготовленні знімних протезів**

**Тривалість:** 2 години.

### 1. Науково-методичне обґрунтування теми

Завданням сучасної ортопедичної стоматології є впровадження технологій і нових матеріалів у дентальну практику, що дає змогу забезпечити найбільш ефективне та повноцінне ортопедичне лікування.

У клініці ортопедичної стоматології штучні зуби для часткового знімного протеза підбирають на основі форми, величини зубів на моделях і кольору природних зубів (колір зубів і орієнтовні лінії посмішки та ікол, які вказують на ширину і висоту зубів). Вибрані штучні зуби повинні бути якомога більше схожі на природні, а пришийкова частина штучного зуба повинна розташовуватися на рівні шийки природного зуба.

При постановці штучних фронтальних зубів у повні знімні протези треба використовувати естетичні та функціональні критерії, при постановці ж бічних зубів – достатньо лише функціональних. Штучні зуби виготовляють із пластмаси, фарфору та металів. Вони належать до групи допоміжних матеріалів і є певні вимоги до їх клінічних та технологічних властивостей. На сьогодні є широкий спектр вибору штучних зубів.

Значні пропозиції ринку стоматологічних матеріалів інколи ставлять лікаря в скрутне становище при виборі штучних зубів. Важливими рисами при виборі штучних зубів є їх надійна фіксація в базисі протеза і наближення до природних зубів. У нових фінансово-економічних умовах важливим є і відповідність ціни та якості матеріалу. Тому необхідно звертати увагу на комплектацію матеріалу, його призначення та інші характеристики.

### 2. Навчальні цілі лекції

Ознайомлення студентів із допоміжними матеріалами для постановки штучних зубів, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- групи матеріалів для постановки штучних зубів;
- вимоги до штучних зубів.

Ознайомити студентів із основними характеристиками штучних зубів фізичних, за хімічною природою, за естетичними властивостями, за природою та видами ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами підбору штучних зубів у часткових та повних знімних протезах:

- підібрати пластмасові штучні зуби для фронтальних зубів;
- підібрати пластмасові штучні зуби для бокових зубів;
- підібрати фарфорові штучні зуби для передніх зубів;
- підібрати фарфорові штучні зуби для бокових зубів;
- основні критерії та орієнтири для постановки штучних зубів.

Викласти основні передумови застосування різних видів штучних зубів у конкретних клінічних ситуаціях ( $\alpha=3$ ).



### 3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій. Обґрунтоване використання широкого спектру штучних зубів для постановки у знімних протезах у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі штучних зубів.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

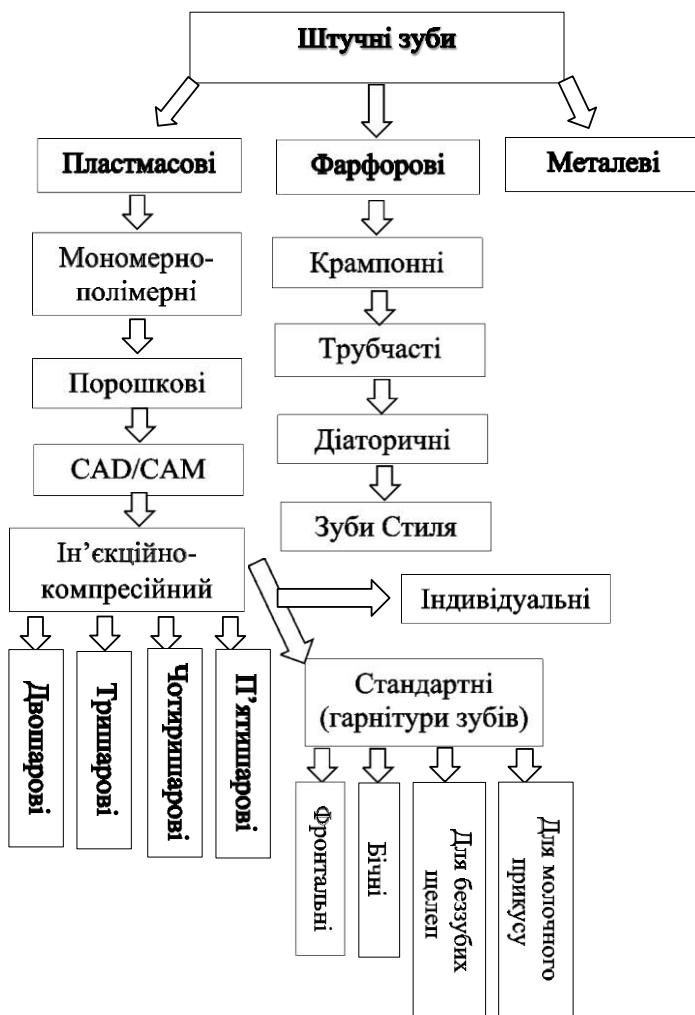
### 4. Міждисциплінарна інтеграція:

Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізичні властивості штучних зубів.	
2. Хімія	Хімічний склад допоміжних матеріалів для постановки штучних зубів у знімних протезах.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом матеріалів штучних зубів .	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив матеріалів штучних зубів для знімних протезів на тканини порожнини рота та організм в цілому.	Скерувувати на проведення алергологічних проб.
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2.Зуботехнічне матеріалознавство	Допоміжні матеріали для виготовлення знімних протезів: склад, властивості, застосування, їх взаємодію із матеріалами для фіксації	Вибрати штучні зуби для знімного протеза з урахуванням конструкційного матеріалу та стану природних зубів.

## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b><i>Підготовчий етап</i></b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b><i>Основний етап</i></b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Види штучних зубів 2. Вимоги до штучних зубів 3. Штучні зуби із пластмаси. Їх властивості. 4. Естетичні властивості штучних зубів 5. Гарнітури штучних зубів 6. Стандартні та індивідуальні штучні зуби 7. Способи виробництва акрилових зубів 8. Штучні фарфорові зуби. Їх властивості. 9. Виробництво фарфорових зубів. 10. Фарфорові зуби, їх різновиди та способи кріплення в базисі протеза 11. Порівняльні властивості пластмасових та фарфорових штучних зубів 12. Підбір штучних зубів.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 3 рівня, проспекти	
3.	<b><i>Заключний етап</i></b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст змісту лекції:

*Виготовлення штучних зубів сягає у далеку давнину.* Ще 2000 років тому використовували штучні зуби із кісток тварин. Пізніше були спроби використання штучних зубів із слонової кістки, кісток інших тварин, людські зуби, металеві, фарфорові. На теренах України перший завод з вироблення штучних зубів було відкрито у Харкові (1930 р.). З 1947 р. почали випускати пластмасові зуби – «штучні зуби з АКР-7».

*Штучні зуби є конструкційним елементом зубного протеза.* Їх значення полягає у забезпеченні функцій відкушування, жування, покращення мовлення, відновлення естетики.

*Головним критерієм якості штучних зубів є ступінь подібності до природних як за зовнішнім виглядом, так і за відновленням жувальної ефективності.*

*Розрізняють такі види штучних зубів:*

- фарфорові (крампонні, діаторичні, трубчаті, зуби Стиля);
- пластмасові;
- металеві.

*Вимоги до штучних зубів:*

- міцність і достатня стійкість до стирання;
- відсутність абразивних властивостей;
- стійкість до дії ротової рідини;
- біологічна індиферентність;
- міцне з'єднання з матеріалом базису знімних протезів чи опорними частинами незнімних протезів;
- лінійний коефіцієнт термічного розширення матеріалу зуба за величиною повинен якомога менше відрізнитися від коефіцієнта термічного розширення матеріалу базису;
- за формою, кольором і жувальною ефективністю повинні відповідати природним зубам;
- легка механічна обробка і відсутність пористості;
- кольоростійкість у ротовій порожнині.

### **Штучні зуби із пластмаси**

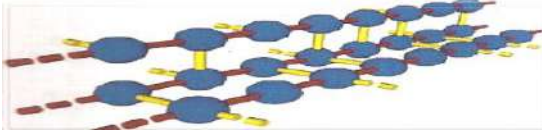
*За своєю хімічною природою штучні зуби можуть бути на основі полімерів ефірів метакрилової кислоти, полімерів заміщених ефірів метакрилової кислоти, співполімерів акрилових лінійних та зшитих композицій на основі названих полімерів. Основними властивостями штучних зубів із пластмаси є зносостійкість, стабільність кольору, стійкість до деформацій під час навантаження, теплостійкість, водопоглинання, монолітність, еластична деформація (рековері), міцність з'єднання з базисом протеза.*

#### 1. Схожість:

Фізичні властивості

- висока жорсткість

- висока стійкість до стирання
- стійкість кольору
- стійкість до утворення зубного нальоту



Поперечні зв'язки між молекулярними ланцюгами  
 Полімерний зв'язок між молекулами  
 Мономерна одиниця



2. Усі 15 кольорів за VITA

3. *Флюоресценція* - це властивість натурального зуба, видима в ультрафіолетовому освітленні і представляє собою біле із блакитним відтінком світіння зуба, що не відрізняє штучний зуб від натурального.

4. Відмінність:

Кількість фасонів:

E1	E13	O 55
E2	E14	O 55
E3	E15	O 55 - D 54
E4	E16	O 55 - D 54
E5	E17	O 55 - D 54
E6	E18	O 55 - D 54
E7	E19	O 55 - D 54
E8	E20	O 55 - D 54
E9	E21	O 55 - D 54
E10	E22	O 55 - D 54
E11	E23	O 55 - D 54
E12	E24	O 55 - D 54
E13	E25	O 55 - D 54
E14	E26	O 55 - D 54
E15	E27	O 55 - D 54
E16	E28	O 55 - D 54
E17	E29	O 55 - D 54
E18	E30	O 55 - D 54
E19	E31	O 55 - D 54
E20	E32	O 55 - D 54
E21	E33	O 55 - D 54
E22	E34	O 55 - D 54
E23	E35	O 55 - D 54
E24	E36	O 55 - D 54
E25	E37	O 55 - D 54
E26	E38	O 55 - D 54
E27	E39	O 55 - D 54
E28	E40	O 55 - D 54
E29	E41	O 55 - D 54
E30	E42	O 55 - D 54
E31	E43	O 55 - D 54
E32	E44	O 55 - D 54
E33	E45	O 55 - D 54
E34	E46	O 55 - D 54
E35	E47	O 55 - D 54
E36	E48	O 55 - D 54
E37	E49	O 55 - D 54
E38	E50	O 55 - D 54
E39	E51	O 55 - D 54
E40	E52	O 55 - D 54

*ACRY ROCK* - 32 типорозміри фронтальних верхніх, 18 фронтальних нижніх, 11 верхніх і нижніх бокових зубів.

*ACRY LUX* - 25 типорозміри фронтальних верхніх, 12 фронтальних нижніх, 8 верхніх і нижніх бокових зубів (геометричних і анатомічних).

E1	K5	K3	M2
E2	K6	K5	M4 N3
E3	K8		M4 N3
E4	K8		M5
E5	K10		M5
E6	K1		M1 N1
E7	K2		M2
E8	K5	K2	M3 N2
E9	K10	K9	M5
G1	K2	K1	M1 N1
G2	K8	K7	M2
G3	K5	K4	M4 N3
G4	K9	K1	M5
H1	K7	K1	M1 N1
H2	K5	K2	M2
H3	K3	K1	M3 N2
H4	K4	K3	M4 N3
I1	K7	K1	M1 N1
I2	K5		M3 N2
I3	K11		M4 N3
I4	K8	K10	M5
L1	K9		M4 N3
L2	K11		M4 N3
L3	K11		M4 N3
L4	K10		M6



Tabella di Articolazione  
 Articulation table

P1	X1 - X1	Z5	
P2	X2 - X5	Z3	Z14 - Z17
P3	X3 - X5	Z3 - Z5	Z14
P4	X5 - X6	Z5	Z14
P5	X7 - X5	Z4	Z20 - Z30
P7	X8 - X14	Z9	Z20 - Z30
P8	X9	Z5	Z17
P8	X7 - X12	Z4 - Z5	Z20 - Z30
T1	X3	Z3	
T2	X3	Z3 - Z5	Z14
T3	X2	Z2	Z14
T4	X4	Z4	Z14
T5	X10	Z4	Z17
T6	X7	Z4	Z17
T7	X6 - X14	Z4	Z20 - Z30
T8	X5	Z3 - Z5	Z14
T9	X3	Z3 - Z5	Z14
T10	X5 - X6	Z5	Z17
T17	X5 - X7	Z5	Z17
T18	X8 - X10	Z4	Z17
T19	X8 - X10	Z6	Z20 - Z30
V1	X3	Z3 - Z5	
V2	X5	Z5	Z17
V3	X7	Z5	Z17
V4	X1 - X3	Z5	Z14
V5	X5	Z5	Z14 - Z17
V8	X8 - X10	Z4 - Z6	Z20 - Z30
V9	X12 - X14	Z6	Z20 - Z30

*ACRY PLUS* - 28 типорозміри фронтальних верхніх, 12 фронтальних нижніх, 5 верхніх і нижніх бокових зубів (геометричних і анатомічних).

*Естетичні властивості штучних зубів пов'язані із ступенем непрозорості, «неправильностями» геометричної форми. Важливим у їх створенні було*

досягнення виробництва двоколірних зубів. За цією технологією зуби виготовляються з двох мономер-полімерних формувальних мас, одна з яких напівпрозора і нагадує емаль.

За першим варіантом виготовлення таких зубів спочатку формують і полімеризують емаль, потім формують дентин та з'єднують обидві частини зуба під час завершальної полімеризації; за другим способом - формують дентин та емаль, з'єднавши їх, полімеризують у прес-формі. Ця технологія дозволила імітувати перехід від напівпрозорості різального краю до непрозорої ділянки, що характерна для живого зуба.

Подальше покращення естетичних властивостей зумовило відтворення «дефектів» живих зубів: борозенок, нерівностей, перламутровості, флуоресценції.

Перламутровості, зокрема, досягають, використовуючи пігменти природного чи штучного походження.

Флуоресцентний ефект досягають введенням у пластмасу люмінофору, наприклад, 440 РТ (№ 8) чи 490 РТ (№ 2).



**Гарнітури штучних зубів.** *Естедент, Естедент-03* - за фасонами, типами та шкалою кольорів ці гарнітури штучних зубів ідентичні. *Естедент-02* вирізняється підвищеною стійкістю до стирання, прозорішою емаллю та світлими плямами і смужками для кращої імітації природних зубів.

В альбомі (так називають набір штучних зубів) усі фасони фронтальних і бічних зубів поділені на чотири основні групи і п'яту додаткову. Кожна основна група гарнітуру фронтальних зубів має однакову ширину фронтальної групи і різні висоту й типи. Висота коронкової частини для 1-ї групи - від 7 до 9 мм,

для 2-ї - від 8 до 10 мм, для 3-ї - від 9 до 11 мм, для 4-ї - від 10 до 12 мм. Ширина фронтальних зубів для 1-ї групи - 40 мм; 2-ї - 43 мм, 3-ї - 46 мм, 4-ї - 49 мм.



Типи фронтальних зубів: прямокутні, трикутні, овальні.

Гарнітури фронтальних зубів усіх трьох типів випускають лише верхні, але вони добре артикулюються з нижніми того ж розміру. Нижні зуби виготовляються усередненого типу.

Кожний набір типу *Естедент-02* містить штучні зуби певного кольору та фасону. Колір визначають згідно зі шкалою кольорів пластмасових штучних зубів, фасон - відповідно до описаних вище співвідношень висоти коронкової частини і типу обличчя.

Набір *Естедент-02* містить гарнітури жувальних та фронтальних нижніх зубів, жувальних і фронтальних верхніх

зубів згідно з міжнародною номенклатурою від 11 до 47. До складу одного набору входить 20 гарнітурів штучних зубів.

*Гарнітури зубів основних груп для протезування беззубих щелеп скомп'юновані* згідно з параметрами в середньоанатомічних артикуляторах за чотирима середніми розмірами зубних дуг.

*Додаткова*, п'ята, група зубів містить по 3 гарнітури верхніх і нижніх фронтальних зубів та по 2 гарнітури бічних верхніх і нижніх зубів. Від зубів основних груп *зуби додаткової групи відрізняються* формою, розмірами і довжиною прикореневиx ділянок та використовуються при протезуванні часткових дефектів зубних рядів з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнтів.

*Шкала кольорів для вибору кольору штучних зубів* має 13 номерів: № 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40. За такою шкалою кольорів визначають необхідний колір штучних зубів.

*Крім кольору важливе значення має і формування жувальної поверхні* штучних зубів. Деякі вчені (Монсон, 1918; Gabera 1960; Натрел 1980; Б.П.Черних, С.І.Хмелевський, 1965) запропонували вважати найправильнішою сферичну форму жувальної поверхні. Вибір форми жувальної поверхні пов'язаний зі створенням такої конфігурації, яка, з одного боку, не повинна протидіяти ковзним рухам, а з іншого - забезпечувати добре пережовування їжі.

*Використання штучних стандартних зубів*, особливо для повного знімного протеза, зумовлює утворення блокувальних моментів, що порушує фіксацію і стабілізацію протезів. *Запобігти утворенню їх можна шляхом* використання індивідуальних артикуляторів та ретельної корекції протезів у ротовій порожнині.

*Використання штучних зубів зі сферичними жувальними поверхнями* (опукла сферична поверхня верхніх жувальних зубів і ввігнута сферична поверхня нижніх) дозволить створити множинні ковзні контакти у фазі різальних рухів нижньої щелепи.

Штучні зуби молочного прикусу *Естедент-Д*. При лікуванні зубощелепних деформацій у період молочного чи змінного прикусу виготовляють різні знімні протези або ортопедичні та ортодонтичні апарати. Для таких конструкцій і використовують штучні зуби *Естедент-Д*. Вони мають середній варіант зубів молочного прикусу. Висота їх обмежена лінією екватора, ріжучі краї і горбки відповідають оклюзійній поверхні. Зуби володіють флуоресцентним ефектом. До гарнітуру *Естедент-Д* входить 20 зубів: 10 - для верхньої щелепи і 10 - для нижньої. У гарнітурі 12 фронтальних і 8 бічних зубів. Ширина гарнітура верхньої щелепи -  $74 \pm 1,5$  мм, нижньої -  $58 \pm 1,5$  мм. Колір зубів *Естедент-Д* приблизно відповідає шкалі кольорів пластмаси *Синма-74* (№10 і №1,2).

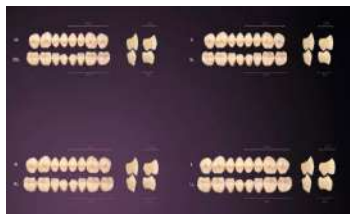
Штучні фронтальні зуби *Біогал-Е* «Галеніка» (Югославія) мають різні типорозміри та 16 відтінків кольорів.

Штучні зуби *Штрубайт Біоформ ІРN* «Дентсплай» (США) випускають із ненаповненого співполімеру з високим ступенем зшивки взаємопроникної

полімерної сітки. Вони володіють кращою стійкістю до стирання, ніж звичайні акрилові.

Штучні зуби *SP-Аntaris* «Івоклар» (Ліхтенштейн). Це фронтальні зуби у комплектах по 6 штук за шкалою кольорів «Хромаскорт». Вони складаються із 9 типорозмірів прямокутної, 9 типорозмірів - трикутної і 7 - овальної форми для верхньої щелепи та 10 типорозмірів - для нижньої. Для кожного типорозміру існує взаємозв'язок між шириною шести фронтальних зубів, висотою та шириною центрального різця.

Штучні зуби *SR-Postaris* «Івоклар» (Ліхтенштейн) виготовляє бічні зуби у комплектах по 8 штук, двадцяти кольорів за шкалою кольорів «Хромаскорт».



Штучні зуби *Преміум* «Хереус Кульцер» (Німеччина) - набір фронтальної та бічної групи зубів. Фронтальні зуби трирозмірні. Структура поверхні дає можливість посиленого заломлення світла, тому зуб має вигляд об'ємного. Ефект натуральності посилюється завдяки структурі лабільної поверхні, що аналогічна натуральному зубу. Бічна група зубів має збільшений вертикальний розмір, що дозволяє без проблем використовувати під час протезування замкові з'єднання. Об'єм штучного зуба відповідає об'єму натурального. Оклюзійна поверхня повністю відповідає своїм функціям без проведення корекції у прикусі.

Штучні зуби *Basic Line* «Хереус Кульцер» (Німеччина). Фронтальні зуби *Basic* складаються із трьох шарів і мають природний жовтий колір.



Ріжучий край прозорий. Типові ознаки класичного V-нашарування. Набір складається із 6 кольорів і 12 форм - для верхньої щелепи та 6 форм - для нижньої щелепи. *Basic 8* - жувальна група зубів. Високі горбки і виражена щічна ділянка сприяють тому, що протез гармонійно та функціонально поєднується з іншими зубами.



Гарнітур штучних зубів *Spofadent Plus* «Spofa Dental» (Чехія) складається із 28 зубів одного кольору. Випускаються гарнітури різних кольорів згідно зі шкалою «Vita» (Німеччина). За структурою це акрилові тришарові зуби із флуоресцентним ефектом.

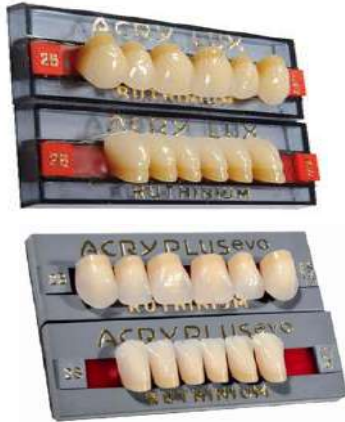
*ACRY ROCK*. Двошарові зуби:



- Мають відмінний естетичний вигляд за рахунок великої кількості прозорого шару на ріжучому краї, тим самим надають зубам натурального вигляду. Мають відмінний фізико-хімічний зв'язок з іншими матеріалами, що застосовуються в ортопедичній стоматології.



- Мають широкий асортимент форм і кольорів, які полегшують підбір зубів для будь-якого виду зубного протезування і дефекту зубного ряду.



*ACRYLUX*. Тришарові зуби:

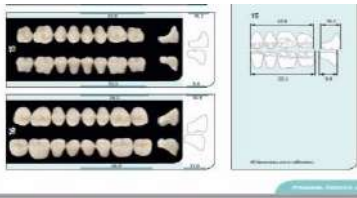
- Був досягнутий високий естетичний ефект за рахунок плавного і гармонійного перекриття шарів на медіальній і дистальній поверхні, а також самого ріжучого краю.

- Так само високий асортимент, який дозволяє підібрати зуби до практично будь-якого дефекту зубного ряду.

*ACRYPLUS*. Чотиришарові зуби:

- У даних зубах застосований особливий спосіб нанесення шарів дентину, особливо була застосована дана технологія в фронтальній групі зубів.

- Була збільшена прозорість медіальної і дистальної поверхонь, що дозволяє надати зубу більш природній вигляд.



Завдяки технології побудови в п'ять шарів, створених, у свою чергу, з п'яти різних композицій матеріалів, науково-дослідному відділу *Vertex-Dental* вдалося винайти матеріал, котрий відрізняється як міцністю, так і чудовими властивостями взаємодії з базовими полімерними для зубного протезування, виготовленими Vertex. Поверхня штучного зуба з боку щоки і ріжучого краю створюється єднанням полімерів з високою молекулярною вагою (тобто високим числом мономерних молекул в полімерному ланцюгу), тим самим досягається міцність і довговічність матеріалу. Він не пористий, тому не чутливий до зубного нальоту, кава, чай або вино, також не можуть впливати на колір, який зберігається при тривалому використанні.

Асортимент серії стоматологічних матеріалів *VertexQuint* складений з метою повного задоволення повсякденних потреб фахівців із зубного протезування.

Серія включає в себе 10 різних моделей чоловічих передніх верхніх зубів як квадратної, так і трикутної форми та 4 моделі жіночих передніх верхніх зубів (пікнічний тип) і 8 передніх нижніх зубів, кольорових відтінків A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D2, D3 та D4.

Додатково пропонується 9 повних комплектів верхніх і нижніх задніх зубів, з яких 7 формувальних пар мають кут жувальних горбів між 22 і 28 градусами і 2 пари з кутом в 0 градусів.

## **Виробництво акрилових зубів**

Існує два способи виробництва акрилових зубів: мономер-полімерний і порошковий.

*Мономер-полімерний спосіб* дозволяє отримати зшиті акрилові зуби.

*Порошковий спосіб* вимагає високого питомого тиску пресування, тому дозволяє отримати більш естетичні зуби. Цей метод забезпечує сприятливі умови праці.

Найпоширенішим вважають *мономер-полімерний спосіб* виготовлення.

*Він складається із таких стадій:*

- приготування формувальних мас – «емалі» та «дентину»;
- пресування під гарячим пресом;
- пресування під холодним пресом;
- видалення надлишків пластмаси;
- монтування зубів на планки та упаковка.

*Порошковий спосіб виробництва акрилових зубів має такі етапи:*

- заповнення гнізд прес-форми різними за кольором полімерними порошками;

- попереднє нагрівання і спікання;
- пресування;
- видалення надлишків пластмаси;
- монтування та упаковка.

*Найновішою технологією* виготовлення акрилових штучних зубів є методи на основі CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing). Computer Aided Design - дизайн та планування конструкцій зубних протезів за допомогою комп'ютера. Computer Aided Manufacturing - виготовлення коронок, мостоподібних протезів та штучних зубів здійснюється із використанням комп'ютерної техніки. Передбачає розробку за допомогою комп'ютера нових форм зубів. *Перевага цієї технології* у можливості абсолютно дзеркального виготовлення правого і лівого зубного ряду.

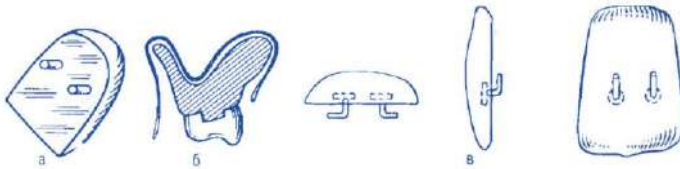
Фірма «Heraeus Kulzer» (Німеччина) на основі сучасної технології CAD/CAM пропонує *ін'єкційно-компресійний метод* виготовлення штучних зубів (INCOM®). *Особливостями цього методу* є уведення під тиском матеріалу для компенсації усадки пластмаси під час полімеризації. Ущільнення матеріалу зумовлює гомогенний стан штучних зубів та попереджує утворення раковин. Штучні зуби, виготовлені таким чином, володіють високою міцністю. Тонкий мінімальний грат, що утворюється, робить непомітними апроксимальні краї.

### **Штучні фарфорові зуби**

Фарфорові зуби використовують при виготовленні як знімних, так і незнімних зубних протезів. *Вони володіють* високою механічною міцністю, стійкістю до зносу та високими естетичними властивостями.

*До переваг фарфорових зубів відносять* високу хімічну стійкість, гігієнічність, *до недоліків* - важкість обробки, погане з'єднання з базисом протеза, значну різницю у коефіцієнтах термічного розширення фарфору та матеріалу базисів протеза, низьку здатність до стирання.

*Властивості.* Фарфорові штучні зуби не з'єднуються з базисними матеріалами хімічно, як акрилові, тому для їх фіксації використовують металеві штифтики (*клямки*), які заплавляють у зуб, а вільні кінці, що випинаються на його задній поверхні, або порожнини чи канали в тілі зуба закриваються базисним матеріалом. Кращим матеріалом для клямків є платина, але оскільки вона дорога, з неї виготовляють лише втулки, які заплавляють у фарфоровому зубі, а клямки роблять з нікелевого дроту, покритого золотом, щоб уникнути корозії.



*а – клямки; б – діаторичні; в – із зігнутими клямками*

Ці клямки вставляють у втулки і припаюють до них. Фарфорові зуби з клямками переважно *фронтальні*.

*Безклямкові фарфорові зуби* найчастіше бічні, їх називають *діаторичними*. Їх різновидом є *трубчаті конструкції*. Вони мають у центрі канал, у який входить металевий штифт, закріплений у протезі.



До такого типу належать коронки за Логаном, які використовують як штифтові зуби. Вони мають форму коронок фронтальних зубів, всередину яких входить штифт, закріплений у корені. Уся конструкція фіксується за допомогою фосфат-цементу.

*Щоб полегшити кріплення фарфорових зубів у незнімних металевих протезах*, створені знімні конструкції, які випускають під назвою *зубів Стиля*. Це фронтальні фасетки з анатомічною формою губної поверхні та плоскою формою задньої. У тілі такої фасетки є поздовжній канал із профілем поперечного перерізу, що нагадує головку рейки.

У протезі закріплене металеве облицювання із рейкоподібними випинами, на які надівають фасетки, фіксуючи їх на цемент. Це дозволяє змінювати фарфорові зуби в ротовій порожнині, не знімаючи протеза.



Зуби *Сазур* (*самозагострювальні за Рубіновим*) розроблені автором в 1956 році. Штучні зуби тільки премоляри і моляри, які складаються з порожнього фарфорового корпусу з внутрішніми криволінійними перемичками, які виходять на жувальну поверхню. Зовнішня поверхня корпусу повторює анатомічну форму зуба. Премоляри мають одну перемичку, моляри – дві або одну.

У готовому протезі між перемичками зубів знаходиться пластмаса, яка заповнює простір корпусу. Більш швидке стирання пластмаси, ніж перемичок, призводить до самозагострювання фарфорових граней і підвищення жувальної ефективності.

### **Виробництво фарфорових зубів.**

Виробництво фарфорових штучних зубів складається з *таких стадій, як:* підготовка сировини, фриткування, приготування формувальних мас, формування зубів і попереднє спікання, зачистка заготовок і нанесення емалі, спікання, монтування зубів на планки та упаковка.

Сировину, що йде на виготовлення *фарфорових штучних зубів*, називають *шихтою*. Шихта містить польовий шпат, кварц, каолін, тальк, оксид магнію, карбонат літію, карбонат натрію, карбонат барію. Чотири останні компоненти належать до легкоплавких домішок (плавні), які регулюють температуру плавлення. Процес спікання шихти називається *фриткуванням* (плавленням), а продукт, що утворюється, - *фритою*. Із фрити за допомогою додавання пластифікаторів (крохмальний клейстер, барвники) готують формувальну масу для виготовлення штучних зубів. Спікання проводять вакуумним шляхом.

### **Порівняльні властивості пластмасових та фарфорових штучних зубів**

<b>Показник</b>	<b>Фарфорові зуби</b>	<b>Пластмасові зуби</b>
<b>Зовнішній вигляд</b>	Добра імітація природних зубів	Добра імітація природних зубів
<b>З'єднання з матеріалом базису</b>	Механічна фіксація за допомогою крапонів або діаторичних отворів. Можливе створення адгезії за рахунок апретування	Міцне хімічне з'єднання
<b>Міцність</b>	Крихкість у тонких частинах	Надійна навіть у тонких ділянках
<b>Внутрішні напруження</b>	Виникають у місцях розміщення крапонів	Виникають значно менші напруження
<b>Стійкість до стирання</b>	Зберігають форму і стираються дуже повільно	За стиранням поступаються фарфоровим
<b>Обробка</b>	Шліфуються, поліруються важко	Добре шліфуються і поліруються
<b>Взаємодія</b>	Під час контакту з антагоністами спостерігається стирання останніх, постукування, ефект клацання	Під час контакту з антагоністами немає постукування
<b>Вплив на опорні тканини</b>	Не розвантажує тканини пародонта чи слизову оболонку від тиску базису	Розвантажує тканини пародонта чи слизову оболонку від тиску базису

*Штучні фарфорові зуби випускають різних фасонів і кольорів:*

- фронтальні верхні і нижні мають 8 фасонів;
- бічні верхні і нижні мають 4 фасони;
- 9 відтінків кольорів за шкалою розколірок фарфорових зубів.

*Фронтальні фарфорові зуби випускають:*

- гарнітурами по 12 зубів (6 верхніх і 6 нижніх);

- гарнітурами по 6 зубів верхніх або 6 зубів нижніх окремо;
- неповним гарнітуром по 4 зуби (2 верхніх і 2 нижніх ікла правого і лівого боку).

*Фарфорові бічні зуби випускають:*

- гарнітурами по 16 зубів (8 верхніх і 8 нижніх), які складаються з 4 молярів і 4 премолярів по 2 з правого і лівого боку;
- неповним гарнітуром по 8 зубів (верхні і нижні) або 4 верхніх і 4 нижніх моляри, або 4 верхніх і 4 нижніх премоляри з правого і лівого боку.

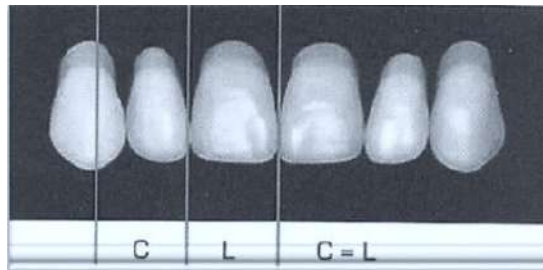
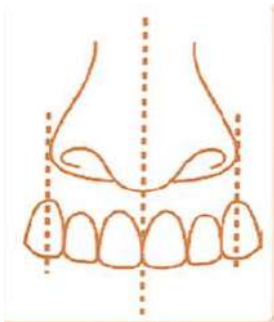
*Для беззубих щелеп фарфорові зуби випускають гарнітурами по 28 зубів (6 фронтальних верхніх, 6 фронтальних нижніх і 16 бічних верхніх і нижніх).*

Світові стоматологічні фірми-виробники випускають такі *штучні фарфорові зуби* для знімних зубних протезів: гарнітури фронтальних фарфорових зубів - *Вівоперл-ПЕ*, бічних зубів - *Вівоперл ПЕ-Ортотип* «Івоклар» (Ліхтенштейн), гарнітури по 6 фронтальних зубів *Біодент* «Дентсплай» (США).

### Підбір штучних зубів.

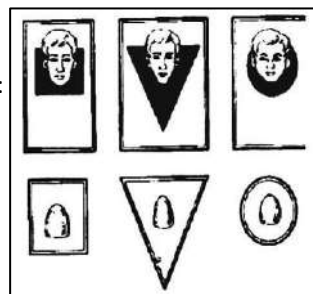
*Вибір груп різців:*

Визначення ширини фронтальної групи зубів *за лінією ікол (Л.І.)* Уявна вертикальна лінія, яка торкається країв крил носа, проходить через вісь іклів.

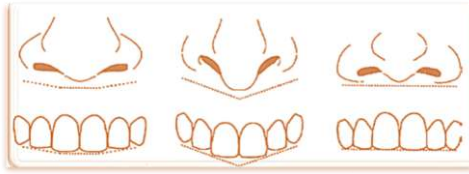


Визначення форми за *Вільямсом*.

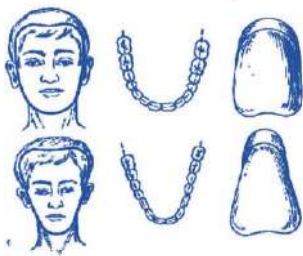
Форма зубів відповідає формі обличчя: квадратна, трикутна, овальна.



Відповідно до форми альвеолярного відростка за *Тербером*



Якщо немає відповідності із наведених вище класифікаціями, то форму зубів визначають відповідно до форми верхнього альвеолярного відростка.



Відповідність зубів і зубних дуг формі обличчя є естетичним критерієм, що має назву *«триада Нельсона»*. *Триада Нельсона*: чотирикутна форма; трикутна

Деякі автори підкреслюють зв'язок між профілем обличчя та контуром центральних різців - так, випуклому профілю відповідають випуклі зуби, прямому - плоскі зуби.

Плоскому чолу та запалим щокам відповідають плоскі зуби, випуклому чолу та повним щокам - зуби із добре вираженим екватором.

Однак штучні зуби добирають не тільки за формою відповідно лицевих ознак, але і за розміром та кольором відповідно статі, віку, конституції, бажанню пацієнта, типу нервової системи.

Так, зуби чоловіків більші за величиною із чітко визначеною формою фронтальних зубів. У людей похилого віку зуби більш темного кольору з чітко окресленими подовженими шийками із можливим стиранням фронтальних зубів, особливо ікол.

З естетичних міркувань верхні фронтальні штучні зуби зазвичай розмішують на  $\frac{2}{3}$  їх товщини до зовні від середини альвеолярного відростка. Така постановка нівелює атрофію альвеолярного відростка з вестибулярного боку та запобігає западанню губ, що відбувається після втрати фронтальних зубів.

Гармонійна форма зубів не привертає уваги та не псує загального враження від обличчя, тому що відповідає його типу, конфігурації та окремим індивідуальним рисам.

## Висновки

Знання показань до використання штучних зубів, а також розуміння різниці їх структурного складу, допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з характерними властивостями (діапазон плавлення, термічне розширення, механічні властивості, текучість, залишковий стрес (напруга), пластичність, класифікацією, складом та призначенням зуботехнічних восків.

## 7. Матеріали для активації студентів під час читання лекції

### Запитання

1. Види штучних зубів.
2. Вимоги до штучних зубів.
3. Штучні зуби із пластмаси. Їх властивості.
4. Естетичні властивості штучних зубів.
5. Гарнітури штучних зубів.
6. Стандарти та індивідуальні штучні зуби.
7. Способи виробництва акрилових зубів.
8. Штучні фарфорові зуби. Їх властивості.
9. Виробництво фарфорових зубів.
10. Фарфорові зуби, їх різновиди та способи кріплення в базисі протеза.
11. Порівняльні властивості пластмасових та фарфорових штучних зубів.
12. Підбір штучних зубів.

### Тести

**1. Визначте штучні зуби, що застосовують при виготовленні знімних протезів:**

- A. пластмасові, фарфорові, сазур
- B. пластмасові, металеві
- C. пластмасові, фарфорові, металеві
- D. металеві

(правильна відповідь: C)

**2. Природні зуби з неущкодженою емаллю на жувальній поверхні більше стираються від жувального контакту:**

- A. із фарфоровими зубами
- B. зі штучними зубами, виготовленими зі сплавів металів
- C. із зубами з нержавіючої сталі
- D. із зубами з кераміки
- E. із пластмасовими зубами

(правильна відповідь: A)

**3. Із яких пластмас виготовляють базиси і штучні зуби?**

- A. фенолформальдегідних
- B. фторопластів
- C. акрилатів
- D. фенопластів

(правильна відповідь: C)

**4. Добір і постановка зубів при виготовленні часткового знімного пластинкового протеза впливає на:**

- A. зовнішній вигляд хворого
- B. стабілізацію протеза
- C. фіксацію протеза
- D. дикцію пацієнта
- E. процес звикання до протеза

(правильна відповідь: A)

**5. Природні зуби з ушкодженою емаллю на жувальній поверхні менше стираються від жувального контакту:**

- A. із фарфоровими зубами
- B. із зубами зі сплаву КХС
- C. із зубами з нержавіючої сталі
- D. із зубами з кераміки
- E. із пластмасовими зубами

(правильна відповідь: E)

**6. Штучні фарфорові зуби для фронтальної ділянки повинні мати:**

- A. петлі
- B. клямпи
- C. отвори
- D. ніяких механічних пристосувань

(правильна відповідь: B)

**7. Механічна фіксація фарфорових штучних зубів у бічному відділі можлива за рахунок:**

- A. клямпов
- B. діаторичних отворів
- C. гладеньких поверхонь
- D. будь-яких механічних утворень

(правильна відповідь: B)

**8. Механічна фіксація фронтальних штучних фарфорових зубів з базисом протеза можлива за рахунок:**

- A. діаторичних отворів
- B. циркулярних пазів
- C. клямпов
- D. будь-яких механічних утворень

(правильна відповідь: C)

**9. За рахунок чого відбувається фіксація штучних фарфорових зубів з акриловим базисом:**

- A. механічного з'єднання
- B. хімічного з'єднання
- C. комбінованого з'єднання
- D. усього перерахованого

(правильна відповідь: A)

**10. За рахунок чого відбувається фіксація штучних акрилових зубів з базисом протеза:**

- A. механічного з'єднання



- В. хімічного з'єднання  
 С. комбінованого з'єднання  
 D. усього перерахованого  
 (правильна відповідь: В)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції: «Штучні зуби. Підбір штучних зубів при виготовленні знімних протезів».**

**Література**

1. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВМНЗ І-ІІ р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.
2. Гіглан ЄМ, Кроть МК. Посібник з бюгельного протезування. К.: Здоров'я; 2000. 140 с.
3. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
4. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 178-184, 212-218.
5. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 209-220.
6. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 233 с.
7. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС. Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс; 2004. 288 с.
8. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 163-174.
9. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. Київ: ВСВ «Медицина»; 2020. 363-364.
10. Murali R, Al-Khuraif AA. Teeth Arrangement for Complete Denture. [Internet]. LAP LAMBERT Academic Publishing; 2010. [cited 2023 Mar 15]. 64 p. Available from: <https://www.perlego.com/book/3330986/teeth-arrangement-for-complete-denture-a-practical-guide-pdf>.
11. Johnson T, Wood DJ. Techniques in Complete Denture Technology. Wiley-Blackwell; 2012. 112 с.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції: «Моделювальні матеріали. Характерні властивості (діапазон плавлення, термічне розширення, механічні властивості, текучість, залишковий стрес (напруга), пластичність). Класифікація, склад та призначення зуботехнічних восків».**

*Основні питання:*

- класифікація моделювальних матеріалів;
- фізико-механічні властивості моделювальних матеріалів;
- хімічні та біологічні властивості моделювальних матеріалів;
- вимоги до моделювальних матеріалів;

- характеристика тваринних, рослинних та мінеральних восків, їх застосування;
- характеристика воскових композицій за призначенням;
- характеристика базисних восків;
- характеристика моделювальних восків;
- характеристика занурювальних восків;
- характеристика відбиткових восків;
- характеристика спеціальних восків.

### *Література*

1. Гасюк ПА, Росоловська СО, Воробець АБ, Щерба ВВ. Альбом із пропедевтики ортопедичної стоматології. 5-е видання. Тернопіль: ТНМУ. Укрмедкнига; 2020. 268 с.
2. Чулак ЛД, Шутурмінський ВГ. Клінічні та лабораторні етапи виготовлення зубних протезів: навч. посібник. Одеса: Одес. держ. мед. ун-т; 2009. 318 с.
3. Костенко СБ, Гасюк ПА, Форос АІ, Кенюк АТ, Пензелик ІВ. Матеріалознавство та стоматологічне обладнання. Навчально-методичний посібник до практичних занять з матеріалознавства для студентів 2-го курсу стоматологічного факультету. 2-е вид. Ужгород: ПП "АУТДОР-ШАРК"; 2019. 136 с.
4. Король МД, редактор. Матеріалознавство у стоматології. Навчальний посібник для студентів стоматологічних факультетів. Вінниця: НОВА КНИГА; 2008. 240 с.
5. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
6. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. Київ: ВСВ «Медицина»; 2020. 720 с.
7. Рожко ММ, Неспрядько ВП, Михайленко ТН, та ін. Зубопротезна техніка. К.: Книга плюс; 2006. 544 с.
8. Abdalla R. Waxing for Dental Students. 1st ed. [Internet]. Quintessence Publishing; 2018. [cited 2023 Mar 5]. 88 p. Available from: <https://www.perlego.com/book/1457781/waxing-for-dental-students-pdf>.
9. Гороховська ОМ, Назар СЛ, Жуковська ЛЮ, Заяць ТІ, Нечипор НО, Микулець СС, Кушинська ГБ. Словник медичних термінів для зубних техніків. Львів: Новий Світ – 2000; 2018. 158 с.
10. Стрелковський КМ, Власенко АЗ, Філіпчик ЙС. Зуботехнічне матеріалознавство. К.: Здоров'я; 2004. 332 с.
11. Фліс ПС, Власенко АЗ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних і композитних матеріалів: Підручник. К.: Медицина; 2010. 296 с.

**Лекція №8:** *Моделювальні матеріали. Характерні властивості (діапазон плавлення, термічне розширення, механічні властивості, текучість, залишковий стрес (напруга), пластичність). Класифікація, склад та призначення зуботехнічних восків.*

**Тривалість:** 2 години.

## 1. Науково-методичне обґрунтування теми

Моделювальні стоматологічні матеріали – це матеріали, що відтворюють анатомічну форму зуба, протезного ложа тощо, і надалі замінюються на метал або пластмасу. Моделювальні матеріали являють собою різноманітні воскові композиції, що є тимчасовими.

До них ставляться такі вимоги: незначна усадка - 0,1-0,15 % за об'ємом на кожний градус під час охолодження; добрі пластичні властивості за температури 37-40° С; збереження форми, відсутність поломок та відшарування під час роботи з ними. У стоматологічній практиці воски в чистому вигляді не застосовують, а лише суміші різних їх видів. Для отримання зуботехнічних восків створюються композиції із природніх та синтетичних восків, модифікаторів.

Моделювання в ортопедичній стоматології є одним із найбільш часозатратних процесів для зубного техника. Виготовлення ортопедичного апарату, зубного протеза, шини - багатоетапний процес, при якому практично неможливо користуватися стандартними шаблонами. Для виготовлення моделі майбутнього протеза застосовують матеріали, на основі різних воскових композицій, так звані моделювальні або стоматологічні (зуботехнічні) воски.

## 2. Навчальні цілі лекції

Ознайомлення студентів із допоміжними матеріалами, які належать до моделювальних, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- групи моделювальних матеріалів;
- вимоги до моделювальних матеріалів.

Ознайомити студентів із основними характеристиками фізико-механічних, хімічних та біологічних властивостей моделювальних матеріалів ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору моделювального матеріалу для виготовлення незнімних і знімних протезів та технологією їх застосування:

- підібрати моделювальний матеріал в конкретному випадку;
- приготувати віск для моделювання вкладки;
- приготувати базисний віск для корекції воскових валиків;
- провести визначення оклюзійних контактів за допомогою оклюзійного воску.

Викласти основні передумови застосування різних моделювальних матеріалів у конкретних клінічних ситуаціях ( $\alpha=3$ ).

### 3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій. Обґрунтоване використання широкого спектру моделювальних матеріалів для клініки і зуботехнічної лабораторії у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

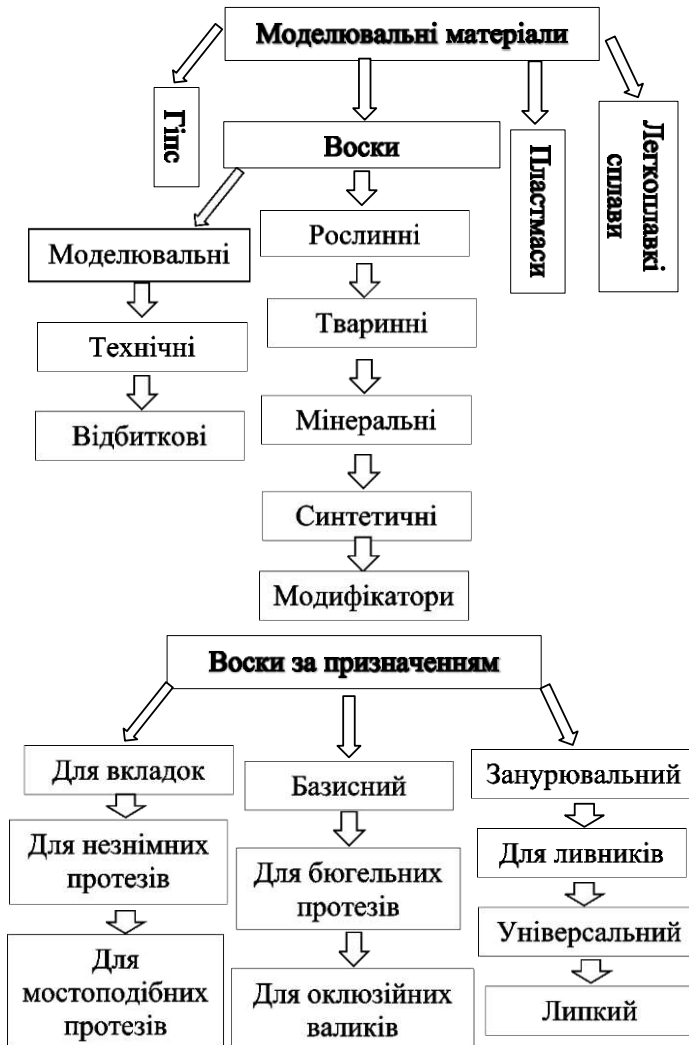
### 4. Міждисциплінарна інтеграція:

Дисципліни попередні:	Знати	Вміти
1. Фізика	Фізико-механічні властивості моделювальних матеріалів.	
2. Хімія	Хімічний склад восків для виготовлення знімних протезів, незнімних протезів, допоміжних та спеціальних.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом деяких воскових композицій.	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив моделювальних матеріалів на тканини порожнини рота та організм в цілому.	
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2. Зуботехнічне матеріалознавство	Допоміжні моделювальні матеріали: склад, властивості, застосування, їх взаємодія з матеріалом моделей, металевих каркасів.	Вибрати моделювальний матеріал за призначенням (для клініки, для

## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b><i>Підготовчий етап</i></b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b><i>Основний етап</i></b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Класифікація моделювальних матеріалів. 2. Фізико-механічні властивості моделювальних матеріалів. 3. Хімічні та біологічні властивості моделювальних матеріалів. 4. Вимоги до моделювальних матеріалів. 5. Характеристика тваринних, рослинних та мінеральних восків, їх застосування. 6. Характеристика воскових композицій за призначенням. 7. Характеристика базисних восків. 8. Характеристика моделювальних восків. 9. Характеристика відбиткових восків.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 3 рівня, проспекти	
3.	<b><i>Заключний етап</i></b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст змісту лекції:

Кожен майбутній апарат або протез створюється із тимчасових матеріалів, які мають назву *моделювальні*.

*До моделювальних матеріалів відносяться:* гіпс, віск, деякі пластмаси, легкоплавкі сплави.

*Моделювання в ортопедичній стоматології є одним із найбільш часозатратних процесів для зубного техника. Виготовлення ортопедичного апарату, зубного протеза, шини - багатоетапний процес, при якому практично неможливо користуватися стандартними шаблонами. Для виготовлення моделі майбутнього протеза застосовують матеріали на основі різних воскових композицій, так звані моделювальні або стоматологічні (зуботехнічні) воски.*

Воскові моделювальні матеріали використовують для виготовлення моделей вкладок, коронок, штифтів, часткових та повних протезів.

#### **Воски. Загальна характеристика. Класифікація**

*Воски* - це органічні речовини, що володіють схожими з бджолиним воском фізичними властивостями. Ці речовини можуть мати різну хімічну природу, однак в основному складаються із складних ефірів вищих жирних кислот і спиртів.

*Загальні властивості:*

- добре розчиняються в бензині, хлороформі, бензолі та ефірних оліях;
- їх відносна щільність менше одиниці, тобто вони легше води;
- при слабкому нагріванні добре розм'якшуються;
- при тривалому нагріванні розплавляються, переходячи в рідкий стан, згораючи без залишку.

У стоматологічній практиці воски застосовуються в композиціях, які містять різні компоненти.

#### **Класифікація восків**

Класифікувати воски можна *за їх походженням* або *за хімічним складом*.

*За походженням воски поділять на три групи:*

*1) рослинні:*

- а) воски пальмового листя (карнаубський віск);
- б) трав'яні (канделільський віск);
- в) плодові (японський віск)

*2) тваринні:*

- а) воски комах (бджолиний віск, китайський віск);
- б) воски ссавців (спермацетовий віск)

*3) мінеральні:*

- а) буровугільні і торф'яні (монтановий віск);
- б) нафтові дистиляційні (парафін);
- в) викопні воски (озокерит та ін.).

## **I. ПРИРОДНІ ВОСКИ**

1. *Тваринні воски:*
  1. Бджолиний віск
  2. Спермацет
  3. Стеарин
  4. Китайський віск
2. *Рослинні воски:*
  1. Карнаубський віск
  2. Канделільський віск
  3. Японський віск
3. *Мінеральні воски:*
  1. Парафін
  2. Озокерит
  3. Церизин
  4. Монтан-віск
  5. Мікрокристалічні воски

## **II. СИНТЕТИЧНІ ВОСКИ**

1. Поліетиленові воски
2. Гідрогенізовані воски

## **III. МОДИФІКАТОРИ**

1. Стеаринова кислота
2. Терпентин
3. Каніфоль
4. Копал
5. Дамар
6. Шеллак
7. Барвники

*Моделювальні воски повинні відповідати наступним вимогам:*

- мати малу усадку (не більше 0,1 - 0,15 % об'ємної усадки на кожен градус при охолодженні від 90 до 200 ° С);
- володіти хорошими пластичними властивостями при  $t$  37-40 ° С;
- мати достатню твердість при температурі 37-40 ° С;
- при легкій механічній обробці при  $t$  20-25 ° С (обробка, шкрябання), не маститься або деформуватися;
- при нагріванні або розплавленні не повинні виділятися пластівці (коагуляція, наприклад, карнаубського воску);
- не розшаровуватися і не ламатися під час обробки при 20-25 ° С;
- при прожаренні до 5000 ° С не давати вагомого залишку більше 0,1 %;
- не забарвлювати матеріал моделі і протеза;
- при розм'якшенні утворювати однорідну масу;
- триматися на моделі і з'єднуватися з попередньо нанесеним матеріалом.

Під час проведення моделювальних робіт необхідно враховувати фізико-хімічні властивості восків. Так, воскову пластинку слід рівномірно прогріти з обох боків і до її охолодження встигнути надати їй необхідної форми. Якщо моделювання проводити за умови недостатньо чи нерівномірно нагрітої пластинки, виникнуть внутрішні напруження, які спотворюють форму, адже воски - речовини аморфні (перехід з твердого стану в рідкий відбувається за температурного інтервалу в кілька градусів).



Повна лінія восків для роботи зубного техника *може бути у вигляді набору:*

- *катушкові воски:* синій, червоний, зелений, жовтий - різного діаметру;
- *моделювальні воски:* синій (звичайний, жорсткий), зелений (звичайний, жорсткий), пурпуровий (екстра-жорсткий), фіолетовий (жорсткий) для ріжучого краю, бірюзовий (звичайний) для уточнення товщини;
- *дротяні воски:* синій, червоний, зелений - різного діаметру;
- *воски для занурювання:* жовтий, зелений, червоний;
- *липкі воски:* темно-червоний, червоний, червоний дротяний;
- *допоміжні воски:* білий діагностичний, жовтий для ремонту моделей, червоний пришийковий, золотий пришийковий.

### **I. ПРИРОДНІ ВОСКИ.**

*Природні воски містять в основному дві групи органічної сполуки:* вуглеводні та складні ефіри вищих жирних кислот і вищих одноатомних, рідше двохатомних спиртів. Деякі воски містять ще спирти і кислоти. Основними компонентами мінеральних восків є вуглеводні. Рослинні і тваринні воски містять в значних кількостях ефіри. Значна кількість природних восків входить до складу воскових композицій, модифікуючи їх властивості.

#### **Воски тваринного походження. Склад, властивості, застосування**

До тваринних восків відносяться ті, які продукують комахи або тварини.



*Бджолиний віск* виробляється особливими залозами і використовується бджолами для будівництва стільників. До його складу входять органічні кислоти (пальмітинова, церезинова і мелісинова), ефіри жирних кислот, спирти. Властивості. Це тверда речовина жовтого кольору, з приємним медовим запахом.

Щільність її 0,95-0,97 г/см<sup>3</sup>, температура розм'якшення 37-38 ° С, температура плавлення 62-64 ° С. Кипить при 236 ° С. Коефіцієнт лінійного розширення при нагріванні від 6 до 30 ° С дорівнює 0,0003. Добре розчиняється в жиророзчинниках: бензині, ефірі, хлороформі.

В ортопедичній стоматології бджолиний віск не застосовується у чистому вигляді. Він використовується тільки для створення моделювальних композицій. Моделювальні матеріали, що містять бджолиний віск, відрізняються підвищеною пластичністю. Легко деформується, має значну усадку.

*Спермацетовий віск* – віск або *спермацет*, який одержують із спеціальної



залози кашалота. Складається із суміші цетилових ефірів жирних кислот. Може бути білого кольору (прозорий) з ледь помітним запахом і смаком. Готовий продукт незначно прозорий і має перламутровий блиск, кристалічний, без запаху і смаку, легко кришиться. Розчинний у хлороформі, киплячому спирті (95%), нелетких і летких оліях; практично нерозчинний у спирті (95%) і воді. Широко

не використовується.

**Стеарин** - дрібнозерниста, напівпрозора тверда речовина білого кольору, масна на дотик. Отримують шляхом переробки (гідролізу) баранячого жиру. Щільність 0,93-0,94 г/см<sup>3</sup>, температура плавлення 68-70 °С. Добре розчинний у бензині та хлороформі. Уводиться до складу воскових композицій для зниження пластичності. Стеарин є основою для отримання різних поліурвалних паст.



**Китайський віск** - один із сортів воску тваринного походження, що виробляється комахами *Eucerus pela*, які мешкають на китайському ясені й інших рослинах. Китайський віск жовтувато-білий, у зломі має кристалічно-волокну структуру. Температура його плавлення 82 °С. Він містить дуже мало вільних жирних кислот і складається переважно з церотиново-церилового ефіру. Він нагадує спермацет.

### **Воски рослинного походження. Склад, властивості, застосування.**

**Карнаубський віск**, видобувається з листя пальм особливих порід, які



ростуть в тропічних країнах (Бразилія і Венесуела). До воскових пальм відносяться бразильська та індійська. Кожна пальма в рік дає від 0,5 до 2 кг воску. Це суміш спиртів і кислот: пальмітинової, церезинової, масляної та ін. За складом близький до бджолиного воску.

**Властивості.** Має сірувато-зелене або жовтувато-зелене забарвлення, смолистий запах, лускату будову, твердий на злам, при кімнатній температурі крихкий. Температура плавлення 80 - 96 °С.



Добре розчиняється в киплячому спирті та ефірі. У чистому вигляді застосовується рідко (дорогий матеріал). При додаванні карнаубського воску до бджолиного воску у співвідношенні 1:1 суміш стає тугоплавкою, підвищується твердість, зменшується пластичність.

У такому вигляді воскова суміш застосовується для моделювання бюгельних протезів, кламерів, вкладок, напівкоронки. Вводиться до суміші для додання більшої твердості, зменшення усадки та підвищення температури плавлення.

**Канделільський віск** добувають з листя чагарнику *Euphorbia cerifera*



(молочай), який росте в північній Мексиці та на південному заході США (Техас, Арізона). Складається із 40-60 % парафінових вуглеводнів, вільних спиртів, складних ефірів, кислот і лактонів. Саме високий вміст вуглеводнів і відрізняє канделільський віск від карнаубського. Розчинний у багатьох органічних розчинниках, таких як ацетон, хлороформ, бензол. Температура плавлення 68-75 °С. Використовують для підвищення твердості воску.

**Віск японський.** Виготовляють із плодів воскових дерев, які ростуть в Японії та інших східних країнах. Віск жовто-зеленого кольору, у звичайних умовах це тверда крихка речовина, у підігрітому стані - дуже липка. Щільність 0,99 г/см<sup>3</sup>, набуває еластичності за температури 34-36 °С. Добре розчиняється в бензині, хлороформі, бензолі, сірковуглеці. Входить до складу зуботехнічних воскових композицій для підвищення їх твердості та температури плавлення. Низька температура розм'якшення і відносно велика вартість є причинами того, що в чистому вигляді японський віск не застосовується.

Значна кількість природних восків входить до складу воскових композицій, модифікуючи їх властивості.

### **Мінеральні воски. Склад, властивості, застосування.**

**Парафін.** Видобувається з нафти, кам'яного вугілля і горючих сланців при їх перегонці. У нафті міститься від 4 до 6 % парафіну. З нафти парафін отримують в процесі перегонки. Виходить безбарвна тверда маса без запаху, смаку, дуже подібна до воску. За хімічним складом не є воском - це суміш складних вуглеводнів.



**Властивості.** Безбарвний, прозорий, блискучого відтінку, злегка жирний на дотик, менш в'язкий, поступається в пластичності воску. Добре зшкрібається. Щільність 0,907-0,915 г/см<sup>3</sup>. Температура плавлення

42-45 °С. Розчиняється в ефірі, бензині, частково в спирті.

У чистому вигляді парафін застосовується для отримання моделей штучних зубів, при виготовленні мостоподібних протезів. В основному входить до складу воскових сумішей. При додаванні в бджолиний віск суміш стає в'язкою, підвищується температура плавлення. Суміш воску з парафіном є основним матеріалом для виготовлення базисів, моделей деталей різних протезів. Якщо гіпсову модель прокип'ятити в парафіні, то підвищується її міцність.



**Озокерит** або земляний віск відноситься до викопних восків. За хімічним складом складається з твердих, високомолекулярних вуглеводнів з групи нафтидів (бітумів), схожий за зовнішнім виглядом на бджолиний віск. У природі зустрічається у вигляді покладів у чистому вигляді, але частіше просочує пісковики та вапняки. Для отримання листового озокериту, породи, що містить віск, кип'ятять у воді в котлах. Озокерит, маючи низьку

температуру плавлення, під дією кип'ятіння виплавляється, і спливає, потім його знімають, охолоджують і для додаткового очищення ще раз кип'ятять. Останні роки озокерит отримують методом екстрагування бензином. **Властивості.** Тверда, смолиста, клейка речовина із запахом гасу. Світло-зелене, темно-зелене, іноді буре забарвлення. Щільність 0,85-0,93 г/см<sup>3</sup>. Температура плавлення 50-86 °С. При нагріванні стає в'язким, тягучим. Добре розчиняється у бензині, гасі, нафті, скипидарі, погано - у спирті, нерозчинний у воді.

*Церезин.* При впливі на озокерит теплом і концентрованою сірчаною кислотою, отримують очищений продукт - *церезин*.



**Властивості.** Білуватого кольору. Не клейкий. Володіє більшою твердістю. Щільність 0,91-0,94 г/см<sup>3</sup>. Температура плавлення 60-85 °С. Розчиняється в бензині, ацетоні, хлороформі. Вводиться до суміші для підвищення температури плавлення, в'язкості та твердості. Входить до складу термопластичних відбиткових мас.

*Монтан (монтанський або монтановий) віск.* Відноситься до викопних.



Зустрічається в покладах бурого вугілля, звідки витягується екстракцією розчинниками. Він складається з суміші насичених вуглеводнів, ефірів вищих жирних кислот і спиртів. За складом і властивостями близький до церезину. Температура плавлення 73-80 °С. Деякі сорти мають температуру плавлення до 92 °С. Монтанові воски тверді, крихкі. У чистому вигляді не застосовується.

Додається до воскових моделювальних сумішей для підвищення температури плавлення і збільшення твердості.

*Мікрокристалічні воски* подібні до парафіну, їх отримують із висококиплячих фракцій нафти. Складаються з вуглеводів із розгалуженим вуглеводневим ланцюгом і мають більш високу молекулярну масу. Температура плавлення - у діапазоні 60-91 °С. Мікрокристалічні воски мають структуру у вигляді дрібних пластинок. Вони добре змішуються з оліями, тому їх використовують у зуботехнічних композиціях для регулювання твердості та липкості останніх, а також для зменшення текучості та збільшення діапазону плавлення.

## II. СИНТЕТИЧНІ ВОСКИ

До синтетичних восків відносять речовини, за властивостями аналогічні природним воскам. Синтетичні воски належать до групи полімерних матеріалів. Їх відмінною особливістю є найбільша стабільність фізико-механічних властивостей, зокрема температур розм'якшення і плавлення.

*Розрізняють такі групи синтетичних восків:*

- поліетиленові;
- поліоксиетиленглікольні;
- галогенізовані вуглеводні;
- гідрогенізовані;
- воскові ефіри.

Широкого застосування ця група воскоподібних матеріалів поки не знайшла, однак вони входять до складу деяких складних воскових композицій, що використовуються для моделювання деталей, які одержуються методом точного лиття.

Розглянемо одного представника цієї групи.

*Поліетиленовий віск.* Найчастіше дана речовина представлена у вигляді пластівців, гранул або ж порошку.

У такому вигляді його насипна щільність становить  $0,9 \text{ г/см}^3$ , температура плавлення досягає  $107 \text{ }^\circ\text{C}$ , а в'язкість розплаву становить  $350 \pm 50$ . Він застосовується для поліпшення якостей моделювальних складів, які можуть бути використовані під час кольорового лиття і при моделюванні із воску.



Хоча синтетичним воскам властиві більш високий ступінь сталості складу і стабільність фізичних властивостей різних серій і партій, вони не завжди мають

властивості, що характерні для природних восків.

Синтетичні воски отримуються в результаті хімічних реакцій чи хімічних модифікацій природних восків. Зміна властивостей восків у певному напрямку досягається завдяки введенню модифікаторів.

### III. МОДИФІКАТОРИ

*Модифікатори* - речовини різної природи, додавання яких дозволяє цілеспрямовано змінювати властивості зуботехнічних восків.

*Стеарин*. Воскоподібний матеріал, що являє собою продукт гідролізу тваринного жиру. Його хімічний склад включає стеаринову, пальмітинову і ряд інших жирних кислот. Отримують з яловичого або баранячого сала шляхом його розкладання на гліцерин і жирні кислоти.



Розщеплення жирів на складові елементи проводиться методом гідролізу. Властивості. Чистий стеарин - білувата, тверда речовина, жирна на дотик. Щільність  $0,93\text{-}0,94 \text{ г/см}^3$ . Температура розм'якшення  $50\text{-}55 \text{ }^\circ\text{C}$ . Температура плавлення  $70 \text{ }^\circ\text{C}$ . Кипить при  $350 \text{ }^\circ\text{C}$ . Розчиняється в бензині, хлороформі.

Він володіє незначною пластичністю, легко кришиться. Його пластичність менше, ніж у парафіну і бджолиного воску. Додавання стеарину знижує пластичність, підвищує температуру плавлення. Зуботехнічний віск не тягнеться за шпателем, що важливо для моделювальних восків.

У чистому вигляді його можна використовувати для моделювання наочних посібників, муляжів, моделей. Стеарин входить до складу жирової основи полірувальних паст для послаблення дії абразивних зерен і більш м'якого полірування. Стеарин є складовою частиною штучних термопластичних відбиткових мас.



*Каніфоль*. Не є воском, вводиться до воскових сумішей. Являє собою в основному суміш смоляних кислот ( $\text{C}_{19}\text{H}_{23}\text{COOH}$ ). Її отримують після відгону з водяною парою летючої природної смоли, що видобувається при підсоцці сосни або екстракції бензином смоли з коренів. За способом отримання розрізняють два види каніфолі: підсочну (отримується з живиці) і

екстракційну (що одержується з осмолу). Властивості. Це прозорий і крихкий матеріал. Температура розм'якшення  $50\text{-}70 \text{ }^\circ\text{C}$  залежно від сорту. Крім каніфолі, використовують ефіри - гліцериновий і пентаеритритовий. Пентаеритритовий ефір є твердою смолою із температурою плавлення  $112\text{-}115 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Для підвищення температури розм'якшення і зниження кислотного числа каніфоль переводять в солі - резинати каніфолі, обробляючи її оксидами або гідрооксидами металів. При виготовленні зуботехнічних восків використовують резинати цинку і кальцію. Резинати кальцію підсочної каніфолі мають температуру плавлення 135-140 °С.

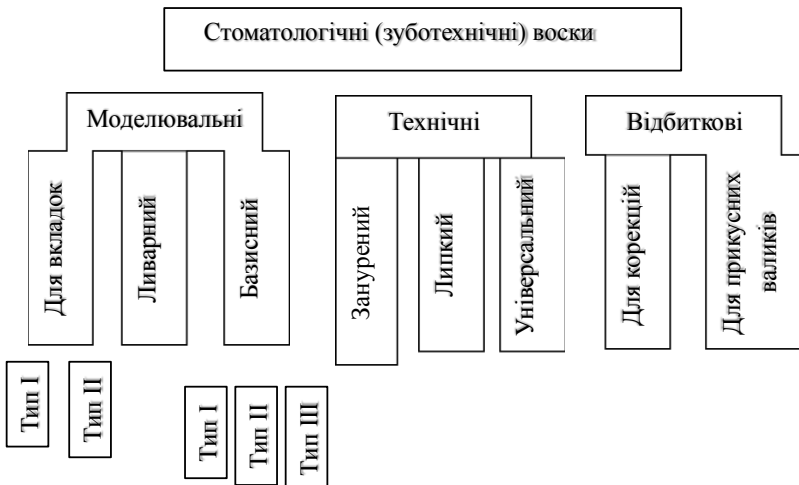
Застосовують як компоненти відбиткових компаундів і зуботехнічних восків. Каніфоль підвищує їх твердість і липкість. У відбиткових компаундах використовують резинати, які підвищують температуру розм'якшення, зменшують липкість і пластичність. Нерідко застосовується при паянні як флюс.

Інші модифікатори є природними смолами.

Смоли, такі як, *копал*, *дамар*, *шеллак* тощо, являють собою або викопні продукти рослин, або рідкі тягучі соки рослин, що поступово затверділи на повітрі. Смоли у різний спосіб переробляються і відрізняються одна від одної твердістю, розчинністю у спирті, у вуглеводневих речовинах, оліях тощо.

*Дамар* - природна смола, яка одержується при підсіканні кори тропічних дерев (Індонезія). За хімічною природою є сумішшю поліефірів високомолекулярних спиртів, оксикислот та восків. Смола добре розчинюється в скипидарі. Її розчин використовується, щоб надати поверхні щільність і блиск для надання щільності і блискучості поверхні. *Копали* відрізняються від *дамара* та інших низькомолекулярних смол малою розчинністю та високою температурою розм'якшення, що досягає 260 °С. При цій температурі відбувається часткове руйнування смоли, зниження молекулярної ваги у результаті чого розчинність копалів зростає. Копали навіть після термічної обробки мають більш високу механічну міцність і твердість, порівнюючи із низькомолекулярними смолами. *Барвники* - для надання відповідного кольору восків за призначенням.

### Характеристика різних типів моделювальних восків



Отже, дамо характеристику стоматологічних восків згідно наведеної схеми.



### Моделювальні воски

*Воски для вкладок.* Їх поділяють на два типи. У зубопротезній практиці використовують воски типу А та С. *Тип А* - малотекучий (твердий), використовується для непрямого методу виготовлення вкладок. Оптимальна текучість цих восків - між 46 і 49 °С. *Тип С* - віск найм'якший, високотекучий.

Для восків типу А і С максимальне термічне лінійне розширення в діапазоні температури 25-30 °С складає 0,2%, а в діапазоні 25-37 °С - 0,60 %.

Віск для моделювання вкладок непрямим методом може мати нижчу температуру розм'якшення. Оскільки модель не піддається температурним змінам, коефіцієнт температурного лінійного розширення не має значення.

Для моделювання вкладок непрямим методом можна використовувати воскову композицію *Лавакс* «Стома» (Україна).



*Лавакс* - воскова композиція для моделювання куксових вкладок. Випускається у вигляді ланцетоподібних паличок *зеленого* або *синього* кольору - для моделювання металевих деталей та *безколірних* - для моделювання пластмасових. До його складу входять: парафін – 88 %, бджолиний віск – 5 %, карнаубський віск – 5 %, церезин – 2 %, барвник – 0,006 %.

Властивості. Температура плавлення 60 °С. Усадка під час затвердіння в інтервалі 8-20 °С складає 0,15 % від об'єму, володіє підвищеною твердістю, добре зшкрябується. Воскова композиція *Лавакс* має температуру розм'якшення 55-60 °С, за температури 37 °С твердіє. Усадка - 0,15 %. При згоранні не залишає сухого залишку.

Застосовується при виготовленні пластмасових, комбінованих коронок, штифтових зубів, напівкоронки, вкладок. Також може застосовуватися для моделювання лікарем безпосередньо в ротовій порожнині.

Для моделювання вкладок, а також цервікальних країв коронок використовується *цервікальний віск* «Інтердент» (Словенія). Червоного кольору, особливо еластичний, без напруження, використовується для моделювання шийки зубів. Цервікальний віск пурпурового кольору більш міцний і тому його застосовують при моделюванні за високих температур повітря (влітку).

Віск для вкладок *INLAY WAX* «DISTRIDENT PLUS» (Румунія). Це моделювальний віск, спеціально адаптований для inlay-onlay. Властивості: середня твердість, низька усадка, добре зшкрябується, розмірно стабільний. Опаковий варіант використовується для литва з металу, прозорий для кераміки. Вигорає без залишків.

*Віск ливарний.* Ливарні воски використовують для відливки металевих зуботехнічних конструкцій - елементів часткових знімних протезів, каркасів суцільнолитих бюгельних протезів, для моделювання ливникових систем.

*Ливарні воски повинні мати такі основні властивості:*

- вигоряти без золи, залишок після випалювання за температури 500 °С не повинен перевищувати 0,1 - 0,2 %, щоб на відливках не залишалося нальоту, який би заважав подальшій роботі;

- якщо віск має форму пластини, він повинен бути прозорим, щоб було видно лінії на моделі;

- не зафарбовувати гіпсову модель;

- після нагрівання володіти тягучістю, пластичністю, не мазатися;

- володіти високою еластичністю, щоб при складному профілюванні моделей їх можна було притискати і вони при цьому не розривалися і не стоншувалися;

- за кімнатної температури мати достатню твердість;

- бути гомогенними;

- за кімнатної температури добре прилягати до гіпсової моделі.

Розглянемо деякі види ливарних восків.

*Формодент* - воскова композиція, з якої у силіконовій формі відливають моделі кламерів, дуг, решіток та інших елементів бюгельних протезів на вогнетривкій моделі. Форма випуску - воскові пластини: ливарний формодент і твердий формодент.



віск бджолиний – 65 %, карнаубський віск – 5 %, фарбник - 0,02 %. Властивості: текучість за температури 37 °С не менше ніж 70 %, зольність - 0,06 %.



*Твердий формодент* - воскова композиція прямокутної форми коричневого кольору. Основу композиції складають парафін (83,99 %) і церезин (9 %). Для полегшення процесу моделювання деталей каркаса бюгельного протеза з воску використовують спеціальну пластину - «Формодент».

Воскові ливарні композиції використовують для воскових репродукцій при відливанні металевих конструкцій для моделювання ливникових систем.

Воскові ливарні композиції *Восколит-1* та *Восколит-2*. Композиції випускаються у вигляді циліндричних стержнів чотирьох розмірів: довжиною 120,120, 120 та 75 мм, діаметрами відповідно 2,3,4,6 та 9 мм.



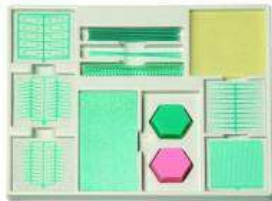


Застосовуються для створення ливникових систем для відливання деталей стоматологічних конструкцій. Віск *Воскріт-1* володіє дуже доброю пластичністю, зольність його складає 0,05 %.

Воскова ливарна композиція *Воскріт-03*. Її застосовують для моделювання каркасів бюгельних протезів. Випускається у формі різних за конфігурацією та перерізом воскових стержнів зеленого кольору, має добру еластичність за температури 20-30 °С, добре піддається моделюванню, зольність складає 0,1 %.



*Восковий дріт на котушці «Інтердент»* (Словенія) - еластичний і стабільний восковий дріт для ливників, його використовують для виготовлення коронок і мостоподібних протезів. Виготовляється двох різних міцностей: середньої (синій) та твердої (зелений).



*Система восків GEO для модельного лиття «Shuler Dental»* (Німеччина). У зручній упаковці містяться найважливіші воскові деталі для раціонального моделювання. Усі воскові деталі восків «GEO» зафарбовані в бірюзовий колір, завдяки цьому воскова модель відповідає оптиці відлитого модельного литва. Світло-бірюзовий колір пластинок воску «GEO» забезпечує високу

прозорість, що дозволяє оптимально відрізнити позначені лінії.

*Перевагою цього воску є:* висока міцність, гладенька поверхня завдяки великому вмісту мікровосків, оптимальна пластичність під час адаптації, вигорання без залишку.

### **Моделювальні воски для незнімних конструкцій**

*Віск моделювальний для мостоподібних протезів «Стома»* (Україна) являє собою композицію на основі парафіну, восків та натуральної смоли. Його використовують для моделювання проміжних частин мостоподібних протезів та інших елементів незнімного протеза.

Властивості: усадка 0,1 %, мала пластичність, легко обробляється холодним і нагрітим інструментом, легко піддається моделюванню штихелями, скальпелями та іншими зуботехнічними інструментами, дає суху нев'язку стружку. Поверхню можна обробляти бензином або оплавити полум'ям. Віск можна розм'якшити також над лампою розжарювання або зануривши у водяну баню з температурою води не більше 45-50° С на 3-4 хв. Комплект воску моделювального містить 20 прямокутних брусків синього кольору розміром 40х9х9 мм.



Застосування: віск дещо розм'якшують над полум'ям пальника, не допускаючи оплавлення та розтікання; також можна розм'якшувати під лампою розжарювання або зануривши у водяну баню з температурою води 45-50 °С на 3-5 хв. Розм'якшені валики з воску розміщують на гіпсовій моделі в місці дефекту зубного ряду та припасовують його до зубів, які обмежують це місце.

На розм'якшеному валіку отримують відбитки ріжучих країв або жувальної поверхні зубів-антагоністів і розпочинають моделювання зубів.



Комплект моделювальних восків *Модевакс* використовують в ортопедичній стоматології для моделювання незнімних суцільнолитих протезів та інших зуботехнічних завдань. *Модевакс* складається із восків трьох кольорів різної якості: дві палички червоного воску, по 6 паличок синього і зеленого воску. *Червоний віск* використовують для моделювання пришийкової частини протеза і коронок, *синій* - для моделювання проміжної частини протеза, *зелений* - для моделювання коронок. Віск *червоний* - низької твердості, температура застигання 55 °С, віск *синій* - середньої твердості, температура застигання 56 °С, віск *зелений* - твердий, температура застигання - 57 °С.

*Серія восків Аура «DENTIFAX»* (США) забезпечує якісну, точну роботу зубного техника завдяки великій кількості видів і кольорів воску.

Фірма «GC» (Японія) випускає синтетичні моделювальні воски *GC Inlay Wax* 3-х модифікацій.



*GC Inlay Wax SOFT* - віск м'якої твердості. Ідеальний для моделювання ортопедичних конструкцій, що вимагають високої точності припасування: вкладок, накладок, коронок, мостоподібних протезів. Віск володіє доброю пластичністю, має низьку усадку. Крім того, він беззольний, забезпечує високу точність моделювання та гладенькі відливки. Форма випуску: банка 40 г фіолетового кольору, 60 паличок сірого кольору.



*GC Inlay Wax MEDIUM* - віск середньої твердості. Його використовують для моделювання мостоподібних протезів, коронок, комбінованих робіт, вкладок. Завдяки високій пластичності під час нагрівання і жорсткості під час охолодження відмодельовані воскові композиції не деформуються під час зняття з моделі. Властивості: оптимальна жорсткість після затвердіння, низька усадка, беззольність, висока точність моделювання, гладенькі відливки. Форма випуску: банка 40 г зеленого кольору, у паличках - 60 штук сірого кольору.



*GC Inlay Wax HARD* - віск твердий. Використовують для моделювання різальними інструментами таких ортопедичних конструкцій, як мостоподібні знімні і бюгельні протези, телескопічні коронки. Властивості: добре ріжеться після затвердіння, не прилипає до інструментів та моделей, має низьку усадку, беззольний, забезпечує високу точність моделювання та гладенькі відливки.

Форма випуску: в банках по 40 г, сірого та зеленого кольорів.

Для виготовлення сучасних ортопедичних конструкцій використовують воскові композиції закордонних фірм: *моделювальні воски для незнімних*

протезів та фрезувальний віск «Бредент» (Німеччина); воскові профілі й стержні *Вакс бор профілес та Глас профілес* (Велика Британія). Блоки облицювання і проміжних частин металопластмасових і металокерамічних протезів, воскові заготовки суцільнолитих коронок і жувальних поверхонь зубів (як поодиноких, так і в блоках) виробляються німецькими та іншими фірмами.



Їх застосування дозволяє зекономити до 40 % металу під час лиття деталей зубних протезів.

**Базисні воски.** Базисні воски використовують для моделювання базисів знімних протезів, виготовлення прикусних шаблонів з оклюзійними валиками, формування

відбиткової ложки чи її частин, моделювання ортопедичних апаратів. Віск базисний випускається АТ «Стома» (Україна) під назвою *Віск базисний - 02* або *В-ВАХ віск базисний 3ММ* «ДіДент» (Україна) у вигляді прямокутних пластинок розміром 170x80x1,8 мм, рожевого кольору.



До його складу входить: 78 % парафіну, 22 % бджолиного воску, 4 % карнаубського воску, 3,5 % синтетичного воску, 1 % каучуку, 0,004 % жирового червоного барвника.



Закордонні виробники базисних восків *Церадент* (Чехія), *Флекс Протек* (Німеччина) та ін. випускають віск іншого складу: 90 % парафіну, 10 % синтетичного церезину як барвник 0,004 % судану IV. Властивості. Температура плавлення - від 50 до 63 °С. Температура розм'якшення 36-40 °С.

*Базисні воски є різних типів залежно від того, в яких кліматичних зонах їх використовують:*

- *I тип м'який* - для півночі;
- *II тип середній* - для середньої смуги;
- *III тип твердий* - для південних районів.

*Базисний віск повинен відповідати наступним вимогам:*

- легко формуватися у розігрітому стані;
- добре з'єднувати між собою дві пластини в розм'якшеному стані;
- бути напівпрозорим;
- легко оброблятися за кімнатної температури гострим інструментом;
- мати термічне розширення не більше ніж 0,8 %;
- не зафарбовувати пластмасу;
- після легкого оплавлення полум'ям мати гладеньку поверхню;
- не спричиняти подразнення тканин ротової порожнини.

Також важливим показником якості базисних восків є відсутність внутрішніх напружень у пластинках.

### Технічні воски

Відносяться до допоміжних восків. Допоміжні воски використовують для проведення деяких операцій: склеювання частин протезів перед паянням, для ізоляції моделей перед дублюванням, під час моделювання каркасів бюгельних протезів тощо. *До них відносять:* занурювальний віск, липкий віск, бюгельний віск, універсальний віск.

*Занурювальний віск.* Існують різні рецептури заглибних восків, які застосовуються при виготовленні литих коронок або литих каркасів комбінованих коронок.



Віск занурювальний (*Церофоль, Латевакс*) «Латус» (Україна) - для отримання воскових ковпачків за допомогою електрошпателью або воскотопки в процесі виготовлення воскових репродукцій зубних протезів. Воскова композиція приготована на основі парафіну. Форми випуску воску Латевакс: 50 г дрібної крихти жовтого чи зеленого кольору. *REF 0213 Latewax* – жовтий, *REF 0214 Latewax* - зелений. Віск має підвищену пружність і механічну міцність, добре прилягає до пришийкової частини і має самоізолюючі властивості на гладкій поверхні металу та супергіпсу. Робоча температура плавлення – 55 °С.



*D-Wax Віск занурювальний ТМ* «ДіДент» (Україна) випускається у вигляді стружки або крапель в банці по 100 г. Кольори: помаранчевий, червоний. Застосовується для моделювання ковпачків методом занурення. Володіє оптимальною в'язкістю і температурою плавлення, що дозволяє отримувати ковпачки з однаковою товщиною стінки і мінімальною температурною усадкою. Має високу міцність і еластичність, легкий у обрізанні меж, зручні кольори для роботи.



*DIPPING WAX ELASTIC «DISTRIDENT PLUS»* (Румунія) випускає віск занурювальний еластичний для високоточних воскових ковпачків. Консистенція його настільки еластична, що віск не деформується при видаленні. Властивості: висока стабільність та еластичність, висока точність і низька усадка, легкість обрізки по краю препарування, вигорає без залишку. Має два види твердості: soft, hard. Тверда версія з більш високими температурами плавлення та занурення. Доступні кольори: зелений, помаранчевий, жовтий.

*Занурювальний віск **CHIPS** «DENTIFAX» (США)* - це композиційний віск



у вигляді круглих пластинок. Віск має високий рівень стійкості до сколювання та відламу, водночас дозволяє провести точне моделювання. *Віск **CHIPS*** розроблений для електричної воскотопки, але його можна використовувати і в інших апаратах для плавлення. Оптимальний режим роботи 88-107 °С. У

такому температурному режимі воски *CHIPS* створюють однорідну товщину, яка може змінюватися залежно від часу занурення гіпсової моделі. Одноразове занурення забезпечує точну копію, що належним чином адаптується на моделі. Така воскова заготовка дуже еластична і водночас достатньо міцна. Цей віск зберігає свої властивості протягом одного місяця, перебуваючи у воскотопці.

*Віск **липкий**.* Випускають у вигляді циліндричних стержнів довжиною



82 мм та діаметром 8,5 мм, зафарбованих у темно-коричневий колір. *Основною складовою цієї композиції є* каніфоль (відсоток за масою - 70), яка підвищує адгезію воску до металу, фарфору, гіпсу. *Крім того, до складу входять:* віск бджолиний – 25 %, монтан віск – 5 %. Зольність складає 0,2 %. Температура плавлення 65-70 °С.

Основне його застосування у зуботехнічних лабораторіях - тимчасове склеювання частин протезів перед паянням, склеювання частин відбитка, моделі.



*Клейкий віск «Інтердент» (Словенія)* випускається у блоках або у вигляді паличок. Має високі клейкі якості, не маститься. Застосовується для тимчасової фіксації металевих частин, акрилату та гіпсу.

Інші закордонні фірми випускають такі липкі воски: *Теліт* (Чехія), *К-Б* (Німеччина) та ін.

*Віск бюгельний.* Випускається у вигляді паличок і пластинок круглої форми.

Пластинки круглої форми діаметром 82 мм, товщиною 0,4-0,5 мм. Воскові профільні стержні діаметром від 0,8 до 2,6 мм. Склад: парафін – 29-78 %, бджолиний віск – 22-65 %, карнаубський віск – 30 %, барвник – 0,004 – 0,02 %.

Температура плавлення 58-60 °С. Для моделювання деталей бюгельних протезів використовують стандартну форму «*Формодент*», яку заповнюють розтопленим воском. Бюгельний віск володіє доброю пластичністю і добре піддається формуванню на моделі.



Круглі пластинки бюгельного воску використовують для створення проміжного шару в разі моделювання каркасів бюгельних протезів. Товщину воскової пластинки лікар визначає сам у кожному конкретному випадку.

*Бюгельний віск-02* випускають у вигляді круглих дисків  $d = 82 \times 0,4$  або  $0,5$  мм. Різновиди: *бюгельний гладкий* - пластинки 0,25- 0,8 мм товщиною, *текстурований* - (0,3-0,6 мм). Склад: парафін - 77,99 %, церезин – 20 %, дамарова смола – 2 %, фарбники - 0,01 %. Використовують для створення проміжного шару під час підготовки моделі до дублювання та моделювання каркасів бюгельних протезів.

Зубні техніки для моделювання воскових деталей суцільнолитих бюгельних протезів іноді готують *спеціальний сплав восків*. Його склад такий: базисний віск - 61 г, моделювальний синій віск для мостоподібних робіт - 38 г, липкий віск - 0,3 г, бджолиний вибілений віск - 0,7 г.

*Універсальний віск* на відміну від липкого володіє липкістю за кімнатної температури. Випускається у вигляді пластин і паличок. *Складається* в основному із бджолиного воску, петролатуму та інших м'яких восків. Це найпластичний та надтекучий з усіх зуботехнічних восків. Використовується як технологічний адгезивний віск, зокрема, для надання потрібної форми перфорованій стандартній ложці.



*Універсальний віск* «Interdent» (Словенія) - це високоякісний віск, зроблений з мікровосків і рослинних восків, він матового світло-сірого кольору. Використовується для моделювання, коли застосовують техніку «видалення ножом», поверхня стає блискучою та гладенькою. Це дуже зручно для фрезування, тому що він не пристає до фрези. Віск твердої якості та малого внутрішнього напруження, що забезпечує високоякісне моделювання.



*Моделювальні воски* фірми «Interdent» (Словенія) - універсальні для моделювання коронок і мостоподібних протезів. Легко наносяться та обробляються, швидко тверднуть. Форми випуску - блоки по 50-100 г блакитного та сіро-синього кольору. Моделювальні воски цієї ж фірми використовують для раціонального та естетичного моделювання оклюзійних поверхонь. Завдяки високій міцності під час моделювання не відбувається зміщень.

### Відбиткові воски

*Для корекцій.*



*Віск моделювальний оклюзійний* «Дідент» (Україна). Застосовується для моделювання остаточної форми воскової моделі, а також оклюзійних контактів. Температура плавлення 75-78 °С. Робоча температура електрощпателью 80-85 °С.





Особливий віск для піднутрень *KAVIPLANWACHS* «Шулер Денталь» (Німеччина) призначений для вирівнювання нерівностей, піднутрень на гіпсових куксах зубів. Температура плавлення - 120 °С, температура застигання - 85 °С. Після звичайного ізоловання та нанесення моделювального воску на модель зуба можливо виготовити ковпачки способом занурення або за допомогою полімерних дисків-адаптів, причому ковпачок не з'єднується з воском.



Віск оклюзійний *OCCCLUSAL WAX* «Distrident Plus» (Румунія). Застосовується для моделювання остаточної форми воскової моделі, а також оклюзійних контактів. Спеціально розроблений для роботи з відкритим полум'ям та електрошпателем. Легко наноситься на модель, формуючи необхідні рельєфи. Добре зішкрябується, утворюючи суху стружку.

Має низьку температурну усадку і, як наслідок, прогнозований результат моделювання. Завдяки підвищеному поверхневому натягу воску, суттєво полегшується процес формування оклюзійних контактів. Завдяки наявності опаківих відтінків, добре помітний навіть у малих шарах нанесення. Прозорі кольори використовуються для виготовлення прес-кераміки. Температура плавлення: 75-78 °С. Робоча температура електрошпателю: 115-120 °С.



Воскові прикусні палички *BITE RIM STICK* «DISTRIDENT PLUS» (Румунія) - ідеально підходять для реєстрації оклюзії. Оптимальна геометрія. Дуже легка обробка та розчинення. Прилягають до будь-якої поверхні. Температура плавлення: 50-55 °С. Випускають у вигляді циліндричних паличок, у двох варіантах твердості: soft і hard та у 5-ти смаках. Пакування: 24 шт.

*Alminax Bite* (Алмінах) «Whip Mix» (США). Спеціалізований вид воску на основі мікроскопічної алюмінієвої стружки для визначення міжоклюзійних співвідношень і точної реєстрації центрального співвідношення. Використовується під час реєстрації прикусу у пацієнта за допомогою лицевої дуги та фіксації оклюзійних контактів.



Віск поставляється у формі листа (в упаковці 9 шт.), тому з ним легко працювати, його можна зручно нарізати до потрібної форми. Легко розм'якшується в теплій воді або на вогні. При охолодженні він має достатню міцність, щоб протистояти деформації при нормальному тиску.

*Для виготовлення оклюзійних валиків*

Для виготовлення прикусних валиків можуть бути використані *Віск базисний- 02* або *В-ВАХ віск базисний* у вигляді розігрітих воскових пластин, згорнутих в кілька шарів. Висота валика 1-1,5 см, а товщина близько 1 см.



*Latewaх прикусні воскові валики «Латус» (Україна)*

- сформовані прикусні валики для економії часу під час реєстрації прикусу. Анатомічна форма з каналом в основі гарантує легку установку прикусного валика на моделі. Валик скріплюють з базисом розплавленим воском за допомогою електрошпателью чи розігрітого інструмента. Виділяють три типи прикусних валиків

з різними рівнями жорсткості. Кількість: 25 шт.

Оклюзійний віск *WAX FOR OCCLUSION RIMS* (Німеччина) також підходить для реєстрації оклюзії. Оптимальна геометрія. Дуже легка обробка та обрізання. Прилягає до будь-якої поверхні.



Випускається у вигляді валиків різних кольорів, які відповідають 5 смакам та у двох варіантах твердості. Пакування: 24 шт.



Віск моделювальний для прикусних валиків *BMS WAX 7* (Італія) (*жорсткий*). Валики призначені для реєстрації прикусу або визначення співвідношень беззубих щелеп пацієнта. Легко формуються в розігрітому стані і обробляються при кімнатній температурі гострим інструментом. Стабільність форми після охолодження забезпечує точну реєстрацію прикусу. Випускається у формі брусочків. До комплекту входить 50 шт.



*Прикусні валики BITE RIMS «AlDente»*

(Німеччина) - це сформовані прикусні валики. Дозволяють швидко виконати реєстрацію прикусу. Анатомічна форма з каналом в основі забезпечує легке встановлення прикусного валика на моделі. Випускаються трьох видів за жорсткістю: м'які, середні, жорсткі.

Крім того, існують *спеціальні воски*, які використовуються на лабораторних етапах залежно від технології виготовлення ортопедичних конструкцій.



*Фрезерувальний віск «Інтердент» (Словенія)*

застосовують) для моделювання коронок та мостоподібних протезів. Він добре ріжеться, не масниться та зберігає форму. Рекомендована кількість обертів під час фрезерування – 4000-7000 за 1 хв. Форма випуску - блоки зеленого кольору по 50-100 г.



Воскові заготовки «Інтердент» (Словенія) *випускають для роботи з керамікою*. Представлений у вигляді комплекту воскових заготовок, що використовують у техніці випалення кераміки. Комплект включає 54 різні форми по 5 шт. кожної, виготовлені із синього воску. Інша форма випуску - окремі упаковки по 20 шт.

*Віск для суцільнокерамічних систем VKS* - це спеціальні воски для пресованої кераміки. Багаторазово профільтовані, тому не містять зважених часток і непрозорих компонентів. Відмінні моделювальні характеристики. Кольори: бежевий прозорий, сірий прозорий, бордовий по 70 г.



*Віск CERAMIC SHOULDER «AlDente»* (Німеччина) використовується для плечової кераміки. Віск беззолний. Дозволяє знімати роботу зі штампика без зламу. Властивості: легко просочує керамічну масу, згорає без залишків, мінімальна температура спікання 780 °С.

Воскові заготовки «Інтердент» (Словенія) *використовують як воскові гірлянди та воскові конструкції для роботи з керамікою*. Комплект включає 6 різних форм трьох розмірів по 5 шт. кожної (всього 90 шт.). Окрема упаковка містить 10 шт.



*Ретенційні перли «Інтердент»* (Словенія) використовують для облицювання пластмасою. Під час нанесення перлів важливо стежити за тим, щоб клей наносився на поверхню тонким шаром. Перли повинні прикріплюватися до поверхні і не занурюватися у клей. До набору входять: клей для ретенційних перлів, ретенційні перли діаметром 0,4 і 0,6 мм.

Треба зазначити, що будь-яка модель з воску є найвідповідальнішою технічною формою роботи зубного техника, а тому до восків потрібно ставитися з великою повагою і знанням. Для моделювання ортопедичних конструкцій застосовують також беззолні пластмаси: *Фіно МК моделінг резин* (Німеччина), *Патер резин* (Японія) та ін. Моделювання виконують шляхом нанесення маси пензликом. Більш детальна їх характеристика представлена у лекції № 3.

## Висновки

Знання показань до використання моделювальних матеріалів різних класів, а також розуміння різниці їх структурного складу, допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з поняттями абразиву та абразивної обробки. Властивостями абразивів. Факторами, що впливають на ефективність абразивної обробки. Видами абразивних інструментів для обробки, шліфування і полірування.

## 7. Матеріали для активації студентів під час читання лекції

### Запитання

1. Класифікація моделювальних матеріалів.
2. Фізико-механічні властивості моделювальних матеріалів.
3. Хімічні та біологічні властивості моделювальних матеріалів.
4. Вимоги до моделювальних матеріалів.
5. Характеристика тваринних, рослинних та мінеральних восків, їх застосування.
6. Характеристика воскових композицій за призначенням.
7. Характеристика базисних восків.
8. Характеристика моделювальних восків.
9. Характеристика занурювальних восків
10. Характеристика відбиткових восків.

### Тести

**1. Відповідно до класифікації моделювальні матеріали поділяються на:**

- A. воскові
- B. пластмасові
- C. порцелянові
- D. керамічні

(правильна відповідь: A, B)

**2. До природних восків відносять:**

- A. синтетичні
- B. штучні
- C. модифікатори
- D. рослинні

(правильна відповідь: D)

**3. Тваринні воски містять:**

- A. ефіри;
- B. кислоти
- C. вуглеводні та смоли
- D. правильно все

(правильна відповідь: D)

**4. Основним компонентом мінеральних восків є:**

- A. жири
- B. білки
- C. вуглеводні
- D. спирти

(правильна відповідь: C)

**5. Бджолиний віск є представником:**

- A. синтетичного воску
- B. рослинних восків
- C. тваринних восків
- D. мінеральних восків

(правильна відповідь: C)

**6. Японський віск є представником:**

- A. синтетичного воску
- B. рослинних восків
- C. тваринних восків
- D. мінеральних восків

(правильна відповідь: B)

**7. Монтановий віск є представником:**

- A. синтетичного воску
- B. рослинних восків
- C. тваринних восків
- D. мінеральних восків

(правильна відповідь: D)

**8. Однією з вимог до моделювальних матеріалів є:**

- A. велика усадка
- B. гомогенність
- C. ламкість
- D. приємний запах

(правильна відповідь: B)

**9. Каніфоль застосовують як:**

- A. модифікатор
- B. барвник
- C. флюс при паянні оловом
- D. пластифікатор
- E. компонент термопластичних відбиткових матеріалів

(правильна відповідь: C, E)

**10. За класифікацією виділяють такі групи восків:**

- A. синтетичні
- B. штучні
- C. модифікатори
- D. природні
- E. мінеральні

(правильна відповідь: A, C, D)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції:**

*«Моделювальні матеріали. Характерні властивості (діапазон плавлення, термічне розширення, механічні властивості, текучість, залишковий стрес (напруга), пластичність). Класифікація, склад та призначення зуботехнічних восків».*

**Література**

1. Гасюк ПА, Росоловська СО, Воробець АБ, Щерба ВВ. Альбом із пропедевтики ортопедичної стоматології. 5-е видання. Тернопіль: ТНМУ. Укрмедкнига; 2020. 268 с.

2. Чулак ЛД, Шутурмінський ВГ. Клінічні та лабораторні етапи виготовлення зубних протезів: навч. посібник. Одеса: Одес. держ. мед. ун-т; 2009. 318.

3. Костенко СБ, Гасюк ПА, Форос АІ, Кенюк АТ, Пензелик ІВ. Матеріалознавство та стоматологічне обладнання. Навчально-методичний посібник до практичних занять з матеріалознавства для студентів 2-го курсу стоматологічного факультету. 2-е вид. Ужгород: ПП "АУТДОР-ШАРК"; 2019. 136 с.
4. Король МД, редактор. Матеріалознавство у стоматології. Навчальний посібник для студентів стоматологічних факультетів. Вінниця: НОВА КНИГА; 2008. 240 с.
5. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
6. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. Київ: ВСВ «Медицина»; 2020. 720 с.
7. Рожко ММ, Неспрядько ВП, Михайленко ТН, та ін. Зубопротезна техніка. К.: Книга плюс; 2006. 544 с.
8. Гороховська ОМ, Назар СЛ, Жуковська ЛО, Заяць ТІ, Нечипор НО, Микулець СС, Кушинська ГБ. Словник медичних термінів для зубних техніків. Львів: Новий Світ – 2000; 2018. 158 с.
9. Стрелковський КМ, Власенко АЗ, Філіпчик ЙС. Зуботехнічне матеріалознавство. К.: Здоров'я; 2004. 332 с.
10. Фліс ПС, Власенко АЗ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних і композитних матеріалів: Підручник. К.: Медицина; 2010. 296 с.
11. Abdalla R. Waxing for Dental Students. 1st ed. [Internet]. Quintessence Publishing; 2018. [cited 2023 Mar 5]. 88 p. Available from: <https://www.perlego.com/book/1457781/waxing-for-dental-students-pdf>.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції:** *«Допоміжні матеріали. Поняття абразиву та абразивної обробки. Властивості абразивів. Фактори, що впливають на ефективність абразивної обробки. Шліфування та полірування. Абразивні інструменти та засоби для здійснення цих маніпуляцій»*

*Основні питання:*

- класифікація абразивних матеріалів за походженням, за призначенням, за характером абразивної основи;
- фізико-механічні властивості абразивних матеріалів;
- хімічні та біологічні властивості абразивних матеріалів;
- вимоги до абразивних матеріалів;
- природні абразивні матеріали, їх застосування;
- штучні абразивні матеріали, їх застосування;
- абразивний інструмент на неорганічній матриці;
- абразивний інструмент на органічній матриці;
- характеристика абразивного інструменту для шліфування та полірування.

*Література*

1. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВМНЗ І-ІІ р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.
2. Гіглан ЄМ, Кроть МК. Посібник з бюгельного протезування. К.: Здоров'я; 2000. 140 с.
3. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
4. Деерак NV. Textbook of Prosthodontics. 2nd ed. Jaypee Brothers Medical Pub; 2017. 1550 p.
5. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 209-220.
6. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС. Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс; 2004. 288 с.
7. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 233 с.
8. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 163-174.
9. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 178-184, 212-218.

**Лекція №9:** *Допоміжні матеріали. Поняття абразиву та абразивної обробки. Властивості абразивів. Фактори, що впливають на ефективність абразивної обробки. Шліфування та полірування. Абразивні інструменти та засоби для здійснення цих маніпуляцій.*

**Тривалість:** 2 години.

## 1. Науково-методичне обґрунтування теми

Різні ортопедичні апарати, у тому числі зубні, щелепні та лицеві протези вимагають ретельної обробки для надання їм гладкої, полірованої, блискучої поверхні. Крім зручності та естетики, це підвищує гігієнічні якості апарату, полегшуючи видалення залишків їжі та зубного нальоту, кількість якого знаходиться у прямій залежності від шорсткості зубного протеза. Гладка поверхня пластмасових чи комбінованих протезів краще протистоїть процесам набухання, старіння та руйнування внаслідок перепаду температур та впливу продуктів життєдіяльності.

Нарешті, проведені дослідження показують, що належно відполірована поверхня сприяє корозійній стійкості металів (сплавів) та підвищенню фізико-механічних властивостей пластмас різної структури. В клініці ортопедичної стоматології матеріали для обробки, полірування та шліфування протезів постійно оновлюються та вдосконалюються. Вони відносяться до групи допоміжних матеріалів і є певні вимоги до їх клінічних та технологічних властивостей.

На сьогодні є широкий спектр матеріалів для обробки, полірування та шліфування протезів. В нових фінансово-економічних умовах важливим є і відповідність ціни та якості матеріалу. Тому необхідно звертати увагу на комплектацію матеріалу, його призначення та інші характеристики.

## 2. Навчальні цілі лекції

Ознайомлення студентів із допоміжними матеріалами для обробки, шліфування та полірування незнімних і знімних ортопедичних конструкцій, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- групи матеріалів для обробки протезів за характером абразиву: на неорганічній або органічній основі, характеристика абразивного інструментарію;
- вимоги до абразивних матеріалів;
- групи матеріалів для шліфування і полірування протезів;
- вимоги до матеріалів для шліфування і полірування протезів.

Ознайомити студентів із основними характеристиками фізико-механічних, хімічних та біологічних властивостей матеріалів для обробки, шліфування та полірування протезів ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору матеріалу для обробки, шліфування та полірування протезів та технологією їх застосування:

- підібрати абразивний матеріал або інструмент в конкретному випадку;
- підготувати протез до обробки, шліфування та полірування;
- провести обробку каркаса металевого протеза або пластмасового базису.

Викласти основні передумови застосування різних видів абразивних матеріалів для обробки, шліфування та полірування протезів у конкретних клінічних ситуаціях ( $\alpha=3$ ).

### 3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій. Обґрунтоване використання широкого спектру абразивних матеріалів для обробки, шліфування та полірування ортопедичних конструкцій у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

### 4. Міждисциплінарна інтеграція:

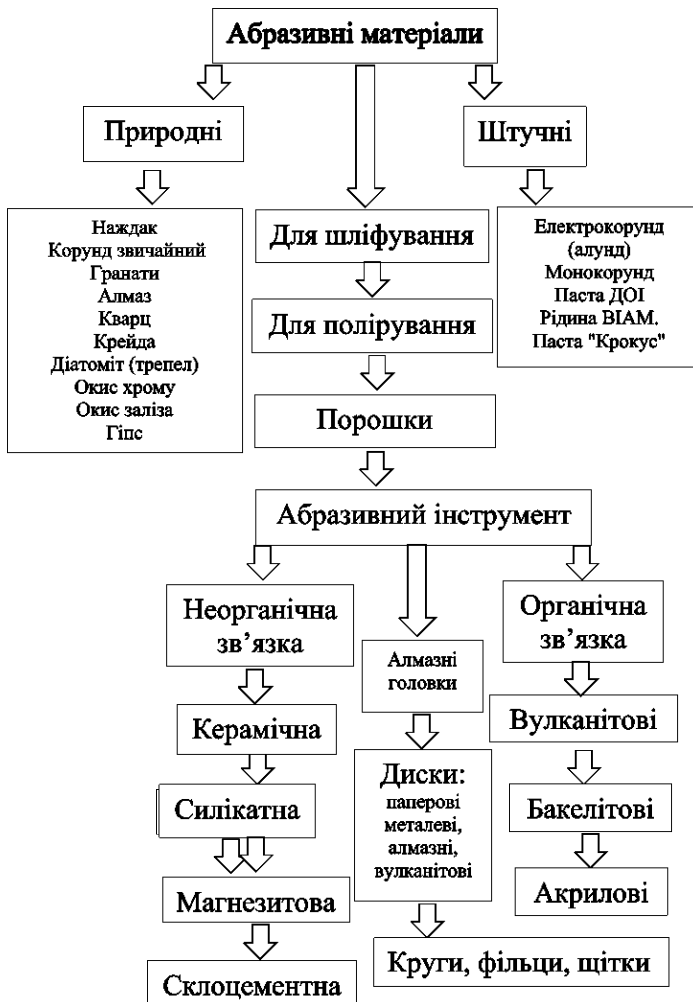
Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості абразивних матеріалів.	
2. Хімія	Хімічний склад допоміжних матеріалів для обробки, шліфування та полірування протезів.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників під впливом абразивних матеріалів.	Визначати за спеціальною шкалою рівень абразивності.
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив матеріалів для обробки, шліфування та полірування на тканини порожнини рота та організм в цілому.	
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2.Зуботехнічне матеріалознавство	Допоміжні матеріали для обробки, шліфування та полірування незнімних і знімних конструкцій: склад, властивості, застосування, їх взаємодію із матеріалами базисів.	Вибрати матеріал для обробки, шліфування та полірування протеза з урахуванням конструкційного матеріалу та природи абразиву.

## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b><i>Підготовчий етап</i></b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b><i>Основний етап</i></b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Класифікація абразивних матеріалів за походженням, за призначенням, за характером абразивної основи. 2. Фізико-механічні властивості абразивних матеріалів. 3. Хімічні та біологічні властивості абразивних матеріалів. 4. Вимоги до абразивних матеріалів. 5. Природні абразивні матеріали, їх застосування. 6. Штучні абразивні матеріали, їх застосування. 7. Абразивний інструмент на неорганічній матриці. 8. Абразивний інструмент на органічній матриці. 9. Характеристика абразивного інструменту для шліфування та полірування.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 3 рівня, проспекти	
3.	<b><i>Заключний етап</i></b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		



## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст теми лекції:

Ми продовжуємо надавати характеристику допоміжним матеріалам і сьогоднішня лекція буде присвячена абразивним матеріалам. Використання у зубопротезній практиці *абразивних матеріалів* спрямоване на підвищення якості виготовлення зубних протезів. Кожен зубний протез підлягає спочатку грубій обробці - *шліфуванню*, а потім - *поліруванню*. Матеріали, які використовують для шліфування та полірування, називають *абразивними*.

*Абразиви* - це дрібнозернисті чи порошкоподібні речовини високої твердості для обробки поверхні металів, пластмас тощо.

Абразивні матеріали можна поділити на природні та штучні.

#### **Природні абразиви:**

1. Наждак.
2. Корунд звичайний
3. Гранати
4. Алмаз.
5. Кварц.
6. Крейда.
7. Діатоміт (трепел).
8. Окис хрому
9. Окис заліза.
10. Гіпс.

#### **Штучні абразиви:**

1. Електрокорунд (алунд).
2. Монокорунд.
3. Паста ДОІ
4. Рідина ВІАМ.
5. Паста «Крокус».

Абразиви іноді використовують у вигляді порошку, але частіше - у вигляді *абразивного інструмента*: шліфувальних кругів, дисків, головок, брусків, абразивного паперу.

*Абразивні матеріали характеризуються такими основними ознаками:*

- твердістю, міцністю і в'язкістю;
- формою, абразивною здатністю;
- зернистістю.

*Абразивна здатність* - це кількість матеріалу, що знімається до затуплення зерен. За абразивною властивістю матеріали розміщуються у такій послідовності: алмаз, корунд, електрокорунд, природний корунд, наждак, гранат, кварц.

Під *механічною стійкістю* розуміють здатність абразивного матеріалу витримувати механічні навантаження і не руйнуватися при різанні, шліфуванні й поліруванні. Механічна стійкість абразивних матеріалів характеризується межею міцності при стисненні, яка визначає роздавлююче зерно абразивного матеріалу і фіксує навантаження в момент його руйнування. При підвищенні температури межа міцності абразивних матеріалів знижується, тому в процесі шліфування необхідно контролювати температуру.

Під *хімічною стійкістю* розуміють здатність абразивних матеріалів не змінювати своїх механічних властивостей у розчинах лугів, кислот, а також у воді і органічних розчинниках. Абразивні матеріали часто використовують у вигляді суспензій мікропорошків певної зернистості в різних розчинах.

Розмір зерен абразивних матеріалів має істотний вплив на глибину залягання механічно порушеного шару на поверхні матеріалу при різанні, шліфуванні й поліруванні. *Абразивне зерно* - кристалічний осколок (кристаліт), рідше монокристал або агрегат, що складається з безлічі дрібних кристалів (полікристал). *Ріжуче ребро зерна* - ребро, утворене будь-якою парою пересічної кристалографічної площини. Зерно може мати приблизно рівні розміри по висоті, ширині і товщині (ізометрична форма) або мати мечоподібну та пластинчасту форму, що визначається родом абразивного матеріалу і ступенем подрібнення вихідного зерна.

### **Абразиви для шліфування**

#### *Абразивний інструмент*

*Абразивний інструмент* використовують для механічної обробки поверхні. *Важливою властивістю* абразивного інструменту є здатність до часткового чи повного самозаточування. *Відновлення ріжучої здатності пояснюється тим*, що в разі затуплення абразивних зерен збільшується зусилля різання і зерна руйнуються чи викришуються, але оголюються гострі ріжучі ребра інших зерен, які знаходяться під ними. Таким чином відбувається відновлення ріжучої здатності до початкової. *При частковому самозаточуванні* лише частка зерен, що затупилися, викришуються або повністю руйнуються, тому ріжуча здатність відновлюється лише частково. З часом такі інструменти втрачають свою ріжучу здатність.

#### *Абразивні інструменти характеризуються:*

- *видом абразивного матеріалу*: Е - електрокорунд, КЧ - карборунд чорний, КЗ - карборунд зелений тощо;
- *номером зернистості* - від № 10 до № 320 - порошки, від № 28 до № 45 - мікропорошки;
- *класом твердості* (НМ - надзвичайно м'який, ДМ - дуже м'який, М - м'який, СМ - середньом'який, С - середній, СТ - середньотвердий, Т - твердий, ДТ - дуже твердий, НТ - надзвичайно твердий);
- *родом зв'язки* (К - керамічна, Б - бакелітова, В - вулканітова, С - силікатна);
- *структурою* (від 0 до №12).

*Зв'язувальні матеріали* - матеріали, які використовують для цементування абразивних зерен при отриманні інструменту (необхідної конфігурації, розміру, структури). *Зв'язувальні матеріали поділяють* на неорганічні та органічні.

*Неорганічні зв'язки*: керамічна, силікатна, магнезитова, склоцементна.

*Органічні зв'язки*: вулканітова, бакелітова, акрилова.

*Керамічна зв'язка* складається із шпату, білої глини, тальку та домішок інших матеріалів (крейда, кварц). Круги на керамічній зв'язці мають високу механічну міцність, вогнестійкі, хімічно стійкі, не бояться вологи, але крихкі, складні у виготовленні, а швидкість роботи з ними не більша ніж 35 м/с.

*Бакелітова зв'язка* також має високі міцнісні, пружні характеристики і зменшує теплоутворення під час шліфування.

Але *недоліком її є* менша міцність зчеплення з абразивними зернами, порівнюючи із керамічною зв'язкою, а також втрата міцності під час нагрівання понад 180 °С. Швидкість шліфування такими кругами – 50-60 м/с.

*Вулканітова зв'язка* завдяки наявності домішок каучуку і сірки володіє ще більшою пружністю та щільністю. Такі круги добре використовувати, коли необхідно не лише шліфувати, але й полірувати. Полірувальна дія зумовлена розм'якшенням вулканітової зв'язки за температури близько 150 °С та витискуванням абразивних зерен у неї.

Для роботи з більшістю абразивних інструментів оптимальною є швидкість 25-30 м/с, якщо значний діаметр абразивних кругів, а швидкість зуботехнічних станків (шліфмоторів) – до 3000 об/хв.

Розглянемо деякі групи абразивних інструментів та їх призначення у зуботехнічній практиці.

*Алмазні головки* мають кулясту, циліндричну, конічну і дискову форми. Діаметр їх – від 0,8 до 6 мм.

*Алмазні круги* випускаються плоскі, тарілчасті, з одно-, дво- і трибичним покриттям, діаметром від 12 до 20 мм.

*Для обробки нержавіючої сталі, сплавів на основі золота, паладію застосовують* абразивні інструменти, які виготовлені з білого електрокорунду або монокорунду із зернистістю № 100-120 на керамічній зв'язці.

Круги мають діаметри 18-20 мм - для бормашин та 150 мм - для шліфмашин. *Базиси знімних протезів обробляють* крупнозернистими абразивними інструментами із зеленого або чорного карбіду кремнію із зернистістю від № 36 до № 46 на керамічній зв'язці.

*Вулканітові диски виготовляють* із чорного або зеленого карбіду кремнію з зернистістю № 150-200 на вулканітовій основі.

*Металеві диски складаються* із сталевого круга, на якому зерна карбіду кремнію № 180 закріплені бакелітовим лаком.

*На поверхню паперових дисків* після просочування їх лаком наносять зерна електрокорунду або карбіду кремнію.

*Тонке шліфування металевих протезів на шліфмашинах проводиться еластичними кругами* з електрокорунду із зернистістю № 150-180 на вулканітовій зв'язці. Діаметр круга - 150 мм, внутрішнього отвору - 10 мм, висота - 8 мм.

*Для розрізання металу використовують* прорізні круги. Їх виготовляють з нормального електрокорунду або карбіду кремнію на вулканітовій зв'язці. Зовнішні діаметри таких кругів можуть бути від 42 до 150 мм.

*При використанні абразивних матеріалів треба уникати* таких явищ, як теплові. Джерелом тепла під час шліфування є робота деформування матеріалу і робота зовнішнього тертя абразивних зерен по поверхні металу чи іншого матеріалу, що обробляється.

Оскільки шліфувальний інструмент практично нетеплопровідний, а переріз шару, що знімається, незначний, теплота, що виникає, відводиться у товщу виробу, який обробляється.

Небезпечними є надто високі температури, що спостерігаються під час різання та дряпання абразивними зернами поверхневого шару металу. Вони можуть спричинити структурні зміни в загартованій сталі, появу шліфувальних опіків - місцеві зміни структури поверхневого шару виробу, що шліфується, а також шліфувальних тріщин. Теплові явища залежать від швидкості руху абразиву, тиску і гостроти різальних граней та зерен абразиву.

При шліфуванні пластмасових базисів теплові явища здатні спричинити розм'якшення та наступну їх деформацію. Тому шліфування треба проводити, охолоджуючи протези водою та обмежуючи інтенсивність шліфування.

Отже, під час шліфування треба дотримуватися таких умов:

- добирати зернистість абразивного інструменту залежно від кількості матеріалу, що зішліфовується;
- використовувати помірну швидкість обертання абразивного інструменту; - шліфування проводити за належного охолодження.

### **Абразиви для полірування**

Полірування - процес обробки матеріалів з метою отримання гладенької чистої поверхні. Полірування проводять після шліфування. Поверхню, яку будуть полірувати, очищають від залишків абразивного матеріалу, змиваючи його водою. На відміну від абразиву для шліфування, абразив для полірування повинен бути м'якший, ніж матеріал, який оброблятимуть. При поліруванні практично знімається дуже малий шар матеріалу. Полірування може бути механічне та електрохімічне.

Полірування проводять за допомогою кругів чи круглих щіток, покритих полірувальними пастами. Чим твердіший матеріал, що полірується, тим більшою повинна бути швидкість полірування. Для більшості матеріалів і пластмас середня лінійна швидкість полірування складає 18 м/с.

У зубопротезній техніці для полірування використовують такі абразивні матеріали: оксид хрому, оксид заліза, крейду, трепел, діатоміт.

Оксид заліза  $Fe_2O_3$  - порошок буро-червоного кольору «Крокус», що застосовується для полірування. «Крокус» використовують у пастах для полірування сплавів на основі золота, срібла, паладію. При поліруванні нержавіючої сталі створюються умови для корозії.

Оксид хрому  $Cr_2O_3$  - порошок зеленого кольору, твердіший, ніж «Крокус», його використовують для обробки поверхонь виробів із нержавіючої сталі, кобальто-хромових сплавів.

Крейду  $CaCO_3$  використовують при поліруванні як металів, так і полімерів.

Діатоміт, трепел - кремениста (опалова) гірська порода білого, світло-сірого або жовтуватого кольору, яка більш ніж на 50% складається із черепашок діатомових водоростей, які, відкладаючись на дні озер і морів, утворили численні запаси діатомових порід. Це легка пориста порода. Промисловість випускає діатоміт молотий, який використовують як наповнювач, і обпалений, який використовують як шліфувальний матеріал, поглинач різних рідин, для теплової та звукової ізоляції, фільтрації. Склад обпаленого діатоміту: 90%  $SiO_2$ , 2%  $Fe_2O_3$ , 7,5% інших оксидів та домішок.

На основі розглянутих абразивних матеріалів виготовляють *полірувальні пасти*.

*Полірувальні пасти* - це композиції з тонких полірувальних абразивів, поверхнево-активних та зв'язувальних речовин. Як поверхнево-активні, а також змочувально-охолоджувальні речовини використовують стеарин, парафін, віск, вазелін тощо.

*Найбільшого поширення набули такі пасти: DOI* - розроблена державним (СРСР) оптичним інститутом; крокусова паста, полірувальні пасти для сталі, полірувальна паста для золота тощо.

*Пасти DOI* мають різну шліфувальну здатність. Для *грубої пасти DOI* шліфувальна здатність дорівнює 40 мкм, для *середньої* - 17 мкм, для *тонкої* - 12 мкм. Тонка, в свою чергу ділиться ще на два варіанти. Тобто всього виділяють чотири різновиди залежно від розміру абразивних частинок. Кожному з цих різновидів привласнений свій номер:

- №1 (забарвлення - чорне + зелений відлив, абразивність - 0,3-0,1 мкм). Застосовується для завершального полірування. Склад: оксид хрому (III) - 65-70 %, стеарин і розщеплений жир - по 10 %, гас - 2 %, силікагель - 1,8 %, бікарбонат натрію - 0,2 %;

- №2 (забарвлення - темно-зелене, абразивність - 7-1 мкм). Призначення - тонке полірування аналогічне до попереднього варіанту. Оксид хрому займає 65-74 %, стеарин і розщеплений жир - по 10 %, гас та олеїнова кислота - по 2 %, силікагель - 1 %, натрій двовуглекислий - 0,2 %;



- №3 (забарвлення - зелене, абразивність - 17-8 мкм). Для середнього ступеня шліфування. Забезпечує оптимальну чистоту поверхні, унеможливує утворення будь-яких подряпин, забезпечує рівномірний блиск. Оксиду хрому - 70-80 %, стеарину і розщепленого жиру - по 10 %, силікагелю та гасу - по 2 %;

- №4 (забарвлення - світло-зелене, абразивність - 40-18 мкм). Для сильного шліфування, що забезпечує матовість поверхні та видалення будь-яких, навіть найменших, подряпин, які залишаються після використання абразивів. Оксиду хрому - 75-85 %, стеарину - 10 %, розщепленого жиру - 5 %, силікагелю і гасу - по 2 %.

*Крокусова паста* складається з крокусу - 35-40 г, стеарину - 15 г, парафіну - 6 г, олеїну - 20 г. Якщо паста погано прилипає до полірувального круга, то в неї треба увести 2 % каніфолі і 8 % стеарину.

*Полірувальну рідину ВІАМ* використовують для полірування акрилових протезів. Перед використанням її необхідно збовтати, щоб абразивні частинки рівномірно розподілилися по всій рідині.

Полірувальні пасти, рідини наносять на круги чи конуси, виготовлені із шкіри, сукна, полотна, щітки - з волосся чи ниток.

*Полірувальні пасти для сухого полірування* виробів з благородних і неблагородних сплавів та пластмаси в різній колірній гаммі випускає фірма «Vego» (Німеччина).

*Полірувальні пасти* фірми «Шулер-Дентал» (Німеччина) випускаються різних кольорів у вигляді брусків:



- *біла паста* - для дзеркального полірування каркасів із сплавів золота та неблагородних сплавів;

- *жовта паста* - для попереднього полірування каркасів із твердих благородних сплавів;

- *рожева паста* - для попереднього полірування виробів із кобальто-хромових сплавів;

- *зелена паста* - для створення дзеркального блиску виробів із кобальто-хромових сплавів;

- *бежева паста* - універсальна для полірування пластмасових виробів.

Алмазна полірувальна паста *Diapol* «Vego» (Німеччина) використовується для полірування найтвердіших сплавів металів та протезів із кераміки. Форма випуску - спеціальний дозований шприц. Матеріал дуже економічний: на одну металокерамічну коронку або зуб витрачається не більше 3 мм пасту.



Паста *Хай-Лайт* «Ренферт» (Німеччина) випускається в шприці для шліфування порцеляни всередині ротової порожнини.



*Пемза* «Interdent» (Словенія) вулканічного походження, дуже чиста, має ідеальну зернистість для полірування акрилатів у зуботехнічній лабораторії. Форма випуску: відерця по 4 і 14 кг.



*Полірувальні пасту для металів* «Interdent» (Словенія) використовують для сухого попереднього полірування різних дентальних сплавів: 1- паста для попереднього полірування срібно-паладієвих сплавів; 2 - паста для глянцювання срібно-паладієвих сплавів; 3 - паста для попереднього полірування хромо-кобальто-молібденових сплавів; 4 - паста для попереднього полірування сплавів із золота; 5 - паста для глянцювання сплавів, що містять золото.

Також використовується *універсальна полірувальна паста Unilesk* та *полірувальну рідину для акрилатів Interlesk* «Interdent» (Словенія).

### Інструменти для шліфування та полірування

Розглянемо деякі інструменти для шліфування та полірування, що використовуються у зубопротезній практиці «GIRRBACH» (Німеччина).



*Алмазні диски* використовують для розпилювання та розрізання моделей. Алмазне напилення двобічне.

Максимальна швидкість до 25000 об/хв.



*Диски із карборунду* еластичні, різної товщини. Диски товщиною 0,14 мм та 0,35 мм використовують для роботи з керамікою, 0,30 мм - для роботи із золотими сплавами, 0,60 мм - з

кобальто-хромовими сплавами. Диски забезпечують високу якість різання, стійкі в експлуатації. Під час обробки не забруднюють деталі зубних протезів.



Алмазні інструменти для шліфування та полірування кераміки дають можливість обробляти будь-які поверхні, зокрема, гострі кути, контури, невизначені переходи, не порушуючи їх визначеної форми. Форма робочих поверхонь: шпилеподібна, колесо, лінза. Залежно від величини абразивного зерна полірувальні інструменти поділяють на грубі, середні, дрібні, наддрібні. У межах кожного кольору і форми можуть бути інструменти різної абразивності.



Набір полірувальних високопластичних пластмасових дисків із алмазними вкращеннями використовують для контурування, сепарації та полірування кераміки. Вони високоякісні, стійкі в експлуатації. Ефективне шліфування та полірування поверхонь забезпечується дисками із різними за величиною алмазними зернами: 120, 200, 400, 800. Набір складається із 21 інструмента, вміщеного у

дерев'яну скриньку.

Інструменти використовують для контурування облицовальних керамік, металів, зокрема, для обробки гірлянди в конструкціях зубних протезів. Вони забезпечують ефективну основну обробку та відмінно готують поверхні для завершальної обробки. Не залишають виїмок, оскільки мають рівномірне кріплення алмазного зерна в неорганічній субстанції. Представлені інструменти мають різні форми робочої поверхні (круглу, циліндричну, конусну) та величину зерна (грубе і середнє).



Є повний набір для обробки зубних протезів із кераміки. Полірувальні інструменти виготовлені із чистого алмазного зерна. Під час роботи з інструментами треба уникати натискань та нагрівання. Досить швидко, залежно від зернистості інструменту та кількості обертів, досягають блискучих результатів обробки: від матової до високоглазурованої поверхні.

Він складається із трьох серій інструментів із такими формами робочих поверхонь: 1 - лінза; 2 - диск; 3 - колесо; 4 - полум'я; 5 - штифт (пін).



Серію блакитно-жовтих інструментів (А) використовують для грубого полірування (грубе абразивне зерно) кераміки, можливо, й металу.

абразивне зерно) кераміки, можливо, й металу.



Серію рожево-жовтих інструментів (Б) - для надання поверхням із кераміки, а також металу середнього рівня полірування (середня величина абразивного зерна).

Серія сіро-жовтих інструментів (В) містить алмазне зерно найменших розмірів і тому забезпечує блискучі відполіровані поверхні.



Представлені тримачі складаються із гумового валика та металевого штифта. На гумовому валику фіксуються шліфувальні гільзи з наждачного полотна, що самозаточуються. Інструмент використовують для шліфування гіпсових стовпчиків та протезів із пластмаси.

Поряд із тримачами зображені і шліфувальні стрічки різної величини зерна: 1 - 80,120 за довжини гумового валика 11 мм; 2 - 80,120, 240 за довжини гумового валика 11 мм; 3 - 80, 120 за довжини гумового валика 13 мм. Форма перших двох тримачів (1,2) - циліндрична, а третього (3) - шпилеподібна.



Силіконовий полір одночасно може шліфувати і полірувати пластмасові вироби. Він не залишає жодних нерівностей, має середню зернистість.

Полірувальні диски використовують для полірування протезів із пластмаси без застосування полірувальної пасти.



Кожний колір має різну величину абразивного зерна: так, жовтий (1) - велику, червоний (2) - середню, блакитний (3) - дрібну, рожевий (4) - наддрібну. Кількість обертів менша ніж 10000, діаметр дисків - 21 мм.

Полірувальні щітки використовують для полірування міжзубних проміжків, важкодоступних місць у протезах. Щітки а, б - чорна і біла, виготовлені із тваринної шерсті; щітка в - із срібного дроту; щітки г мають металеве ядро та центр із синтетичного матеріалу, виготовлені із тваринної шерсті.



Наступна серія полірувальних щіток має дерев'яну та пластмасову основу, а щетини, виготовлені із тонкого синтетичного волокна. Білі, ширші та м'якші волокна, а чорні - тонкі та шорсткі.



Серія полірувальних щіток має пластмасове ядро та центр із твердого дерева. Щетина довга, коротка.



Щітки із короткою щетиною та великим ядром використовують для полірування модельного литва.

*Полірувальні круги*, виготовлені із тканини. Швидкість обертання - менше



ніж 400 за 1 хв. а) фетровий круг;  
б) гофровий полірувальний круг,  
складається з 4 пластинок по 100  
волокон кожна, в центрі -

охладжувальна основа; в) лляний полірувальний круг із бакелітовою основою;  
г) бязевий полірувальний круг.

### Висновки

Знання показань до використання допоміжних матеріалів, поняття абразиву та абразивної обробки, властивості абразивів, фактори, що впливають на ефективність абразивної обробки, шліфування та полірування, абразивні інструменти та засоби для здійснення цих маніпуляцій, а також розуміння різниці їх структурного складу допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з характерними властивостями, класифікацією, складом та призначенням формувальних матеріалів, вогнетривких мас, легкоплавких металів, розділювальних та покривних матеріалів, флюсів та вибілювачів.

### 7. Матеріали для активації студентів під час читання лекції

#### Запитання

1. Класифікація абразивних матеріалів за походженням, за призначенням, за характером абразивної основи.
2. Фізико-механічні властивості абразивних матеріалів.
3. Хімічні та біологічні властивості абразивних матеріалів.
4. Вимоги до абразивних матеріалів.
5. Природні абразивні матеріали, їх застосування.
6. Штучні абразивні матеріали, їх застосування.
7. Абразивний інструмент на неорганічній матриці.
8. Абразивний інструмент на органічній матриці.
9. Характеристика абразивного інструмента для шліфування та полірування.

#### Тестові завдання

##### 1. До природних абразивних матеріалів відносять?

- A. електрокорунд
- B. алмаз
- C. карборунд
- D. наждак
- E. крейда

(правильна відповідь: B, C, D, E)

##### 2. До штучних абразивів відносяться:

- A. наждак, алмаз, кварц
  - B. крейда, гіпс, гранати
  - C. монокорунд, паста ДОІ, електрокорунд, паста «Крокус», рідина ВІАМ
  - D. оксид хрому, оксид заліза, корунд звичайний
- (правильна відповідь: C)

**3. За абразивними властивостями матеріали розташовуються в такому порядку:**

- A. наждак, гранат, кварц, електрокорунд, природний корунд, алмаз, корунд
  - B. кварц, корунд, електрокорунд, алмаз, природний корунд, наждак, гранат
  - C. гранат, кварц, корунд, електрокорунд, природний корунд, наждак, алмаз
  - D. алмаз, корунд, електрокорунд, природний корунд, наждак, гранат, кварц
- (правильна відповідь: D)

**4. До органічних зв'язувальних матеріалів відносять:**

- A. бакелітовий
- B. вулканітовий
- C. силікатний
- D. керамічний
- E. акриловий

(правильна відповідь: A, B, E)

**5. Для обробки твердих сплавів доцільно використовувати інструменти із:**

- A. монокорунду на керамічній зв'язці
- B. чорного карбіду кремнію із зернистістю №36-46
- C. чорного карбіду кремнію із зернистістю №90-120
- D. електрокорунду із зернистістю №150-180
- E. зеленого карбіду кремнію із зернистістю № 36-№ 46 на керамічній зв'язці.

(правильна відповідь: A, D)

**6. Що являє собою корунд?**

- A. ортосилікат
- B. продукт вулканічної діяльності
- C. кристалічний різновид вуглецю
- D. гірську породу
- E. мінерал, що містить оксид алюмінію

(правильна відповідь: E)

**7. Абразивні матеріали характеризуються такими основними ознаками:**

- A. твердістю, міцністю і в'язкістю
- B. пластичністю
- C. формою абразивного зерна
- D. зернистістю
- E. адгезією

(правильна відповідь: A, C, D)

**8. Для полірування протезів із нержавіючої сталі застосовується:**

- A. хромова паста
- B. паста ДОІ
- C. вапнякова паста
- D. кремнієва паста
- E. крокусова паста

(правильна відповідь: B)

**9. Яка мета шліфування і полірування протезів?**

- A. підвищення естетичності та еластичності
  - B. зменшення маси протеза
  - C. підвищення корозійної стійкості та жорсткості
  - D. підвищення корозійної стійкості, естетичності та гігієнічності
  - E. зниження міцності, підвищення гігієнічності та собівартості
- (правильна відповідь: D)

**10. Процес оновлення шліфувальної поверхні під час роботи:**

- A. зносостійкість
  - B. самозаточування
  - C. теплостійкість
  - D. самошліфування
  - E. вібрація
- (правильна відповідь: B)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції:** *«Допоміжні матеріали. Поняття абразиву та абразивної обробки. Властивості абразивів. Фактори, що впливають на ефективність абразивної обробки. Шліфування та полірування. Абразивні інструменти та засоби для здійснення цих маніпуляцій».*

**Література**

1. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВМНЗ І-ІІ р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.
2. Гіглан ЄМ, Кроть МК. Посібник з бюгельного протезування. К.: Здоров'я; 2000. 140 с.
3. Державні стандарти України. ДСТУ 22090.1:2004. Інструменти стоматологічні обертові. Частина 1. Бори сталеві і твердосплавні. К.: Міністерство охорони здоров'я України; 2005. 13 с.
4. Державні стандарти України. ДСТУ 22090.2:2004. Інструменти стоматологічні обертові. Частина 2. Бори сталеві і твердосплавні для остаточної обробки (фініри). К.: Міністерство охорони здоров'я України; 2005. 12 с.
5. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
6. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 209-220.
7. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС. Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс; 2004. 288 с.
8. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 233 с.
9. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 163-174.
10. Von Fraunhofer JA. Dental Materials at a Glance (At a Glance (Dentistry)). 2nd ed. Wiley-Blackwell; 2013. 128 p.

11. Deepak NV. Textbook of Prosthodontics. 2nd ed. Jaypee Brothers Medical Pub; 2017. 1550 p.

12. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 178-184, 212-218.

13. Shen C, Rawls RH, Esquivel-Upshaw JF, editors. Phillips' Science of Dental Materials. 13th ed. Elsevier Saunders; 2021. 448 p.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції:** *«Формувальні матеріали. Маса для виготовлення вогнетривких моделей. Легкоплавкі метали. Розділювальні та покривні матеріали. Флюси і вибілювачі».*

*Основні питання:*

- класифікація абразивних матеріалів за походженням, за призначенням, за характером абразивної основи;
- фізико-механічні властивості абразивних матеріалів;
- хімічні та біологічні властивості абразивних матеріалів;
- вимоги до абразивних матеріалів;
- природні абразивні матеріали, їх застосування;
- штучні абразивні матеріали, їх застосування;
- абразивний інструмент на неорганічній матриці;
- абразивний інструмент на органічній матриці;
- характеристика абразивного інструменту для шліфування та полірування.

*Література*

1. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВМНЗ І-ІІ р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.

2. Гіглан ЄМ, Кроть МК. Посібник з бюгельного протезування. К.: Здоров'я; 2000. 140 с.

3. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.

4. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 209-220.

5. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС. Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс; 2004. 288 с.

6. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 233 с.

7. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 163-174.

8. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 178-184, 212-218.

**Лекція №10:** *Формувальні матеріали. Маса для виготовлення вогнетривких моделей. Легкоплавкі метали. Розділювальні та покривні матеріали. Флюси і вибілювачі.*

**Тривалість:** 2 години.

## 1. Науково-методичне обґрунтування теми

Завданням сучасної ортопедичної стоматології є впровадження технологій і нових матеріалів у дентальну практику, що дає змогу забезпечити найбільш ефективне та повноцінне ортопедичне лікування. Зубний технік на етапах виготовлення ортопедичних конструкцій в зубопротезній лабораторії використовує допоміжні матеріали. Такі, як: формувальні матеріали, матеріали для дублювання гіпсових моделей, маси для виготовлення вогнетривких моделей, легкоплавкі метали, розділювальні та покривні матеріали, флюси і вибілювачі. До них є певні вимоги та технологічні властивості використання. На сьогодні є широкий спектр допоміжних матеріалів.

Значні пропозиції ринку стоматологічних матеріалів інколи ставлять лікаря і зубного техника в скрутне становище при виборі матеріалу. Важливими характеристиками при виборі допоміжного матеріалу є його індиферентність, високі параметри міцності. У нових фінансово-економічних умовах важливим є і відповідність ціни та якості матеріалу. Тому необхідно звертати увагу на комплектацію матеріалу, його призначення та інші характеристики.

## 2. Навчальні цілі лекції

Ознайомлення студентів із допоміжними матеріалами на етапах виготовлення ортопедичних конструкцій в зубопротезній лабораторії, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- групи формувальних матеріалів: силікатні, фосфатні, сульфатні, для виготовлення вогнетривких моделей, вимоги до них;
- групи дублювальних матеріалів: гідроколоїдні, поліефірні, силіконові, вимоги до них;
- групи ізолюючих і покривних матеріалів, їх характеристика;
- флюси, відбіли, легкоплавкі сплави, вимоги до них.

Ознайомити студентів із основними характеристиками фізико-механічних, хімічних та біологічних властивостей допоміжних матеріалів на етапах виготовлення ортопедичних конструкцій в зубопротезній лабораторії ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору допоміжних матеріалів на етапах виготовлення ортопедичних конструкцій в зубопротезній лабораторії та технологією їх застосування:

- підібрати формувальний матеріал в конкретному випадку;
- підібрати дублюючий матеріал для відлиття моделей;
- підібрати покривний або розділювальний матеріал;
- підібрати вибілюючий матеріал залежно від металевого сплаву.

Викласти основні передумови застосування різних видів допоміжних матеріалів у конкретних клінічних ситуаціях ( $\alpha=3$ ).

### 3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій.

Обґрунтоване використання широкого спектру допоміжних матеріалів на етапах виготовлення ортопедичних конструкцій у зубопротезній лабораторії у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішення конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

### 4. Міждисциплінарна інтеграція:

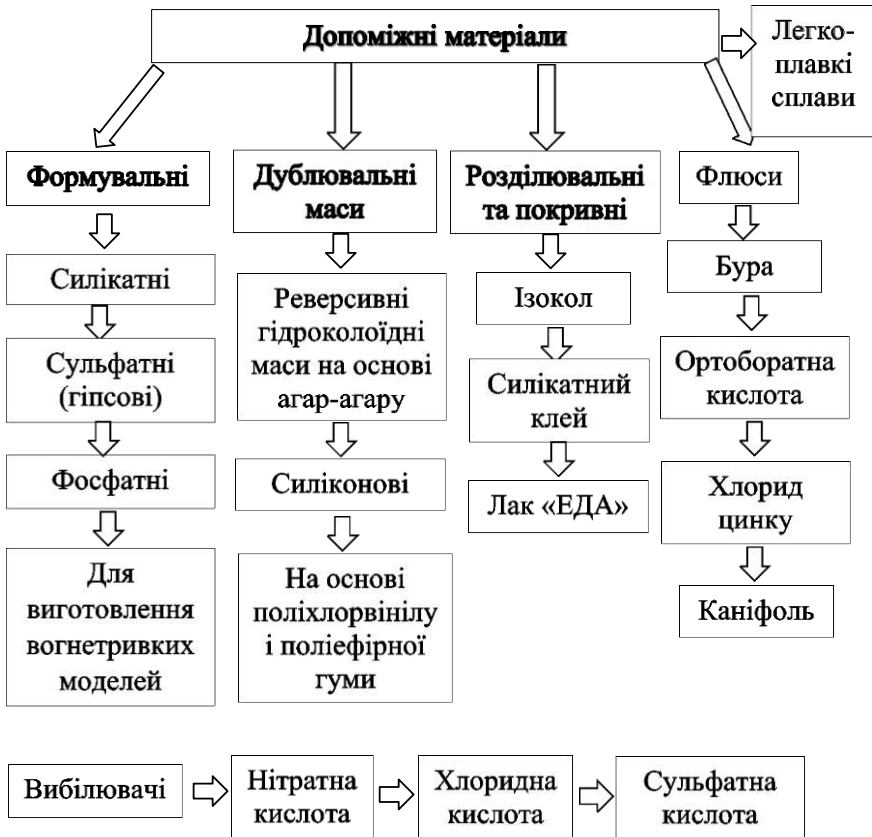
Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості формувальних, покривних, дублюючих матеріалів, флюсів та вибілювачів.	
2. Хімія	Хімічний склад допоміжних матеріалів формувальних, покривних, дублюючих, флюсів та вибілювачів.	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом допоміжних матеріалів.	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив допоміжних матеріалів на тканини порожнини рота та організм в цілому.	Скеровувати на проведення алергологічних проб.
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2. Зуботехнічне матеріалознавство	Допоміжні матеріали: формувальні, покривні, ізолюючі, дублюючі, флюси та вибілювачі: склад, властивості застосування, їх взаємодію із конструкційними матеріалами	Вибрати допоміжний матеріал з урахуванням конструкційного матеріалу.

## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b>Підготовчий етап</b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b>Основний етап</b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Класифікація формувальних матеріалів. 2. Фізико-механічні властивості формувальних матеріалів. 3. Вимоги до формувальних матеріалів. 4. Формувальні матеріали для виготовлення вогнетривких моделей. 4. Дублювальні маси, їх характеристика. 5. Покривні та розділювальні матеріали, їх характеристика. 6. Флюси, їх характеристика. 7. Вибілувачі, їх характеристика. 8. Легкоплавкі сплави, їх характеристика.	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня - питання 1 рівня - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 3 рівня, проспекти	
3.	<b>Заключний етап</b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		



## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст змісту лекції:

*Допоміжні матеріали* – це матеріали, які використовуються зубним техніком на етапах виготовлення ортопедичних конструкцій в зубопротезній лабораторії. Отже, продовжимо попередню лекцію і розберемо такі допоміжні матеріали, як: формувальні матеріали, матеріали для дублювання гіпсових моделей, маси для виготовлення вогнетривких моделей, легкоплавкі метали, розділювальні та покривні матеріали, флюси і вибілювачі.

Конструкції протезів, апаратів і шин *виготовляють методом точного лиття*. Суть методу полягає в тому, що матеріал (метал, пластмаса) у розплавленому або пластичному стані під тиском заповнює заздалегідь заготовлену пусту форму і в ній твердіє. Для цього воскову заготовку деталі спочатку покривають вогнетривкою оболонкою, що складається з відповідних матеріалів. Коли з цієї оболонки видалити віск (розтопивши його), утворюється порожнина - *ливарна форма*, яка точно відповідає восковій моделі. Цю порожнину пізніше заповнюють матеріалом виробу (метал, пластмаса та ін.).

#### **Формувальні матеріали.**

*Форма для лиття (опока)* - це спеціально виготовлена посудина, внутрішні стінки якої за своїми обрисами відповідають обрисам відливка. Окрім *основної порожнини*, опока містить додаткові, так звані *службові порожнини* додаткових живильників, стояків та ін.

Процес виготовлення і підготовки форми до заливки розплавленим металом називається *формуванням*, а матеріали, що застосовуються для виготовлення форми, - *формувальними*. Найчастіше такі матеріали являють собою суміш із кількох компонентів.

*Формувальні матеріали повинні мати такі властивості:*

- 1) виявляти високу термостійкість і міцність під час лиття;
- 2) твердіти протягом 7-10 хв;
- 3) не містити речовин, що реагують із металом відливка і погіршують його властивості;
- 4) не з'єднуватися з відливком;
- 5) мати дрібнозернисту структуру, щоб відливка мав гладеньку поверхню і достатню газопроникність (для видалення газів, які утворюються під час лиття);
- 6) маси з вогнетривких матеріалів повинні мати добру текучість, здатність зволожувати воскові моделі, накладатися на них без утворення повітряних порожнин;
- 7) сумарна величина гігроскопічного і термічного розширення, а також розширення під час твердіння має бути достатньою для компенсації усадки відливка.

У стоматологічній практиці найчастіше застосовують одноразові форми для лиття. *Одношарові опоки* використовують, як правило, тоді, коли метал, який заливають, має не надто високу температуру плавлення (латунь, сплави золота та ін.) *Двошарові й багатшарові опоки* частіше застосовуються для відливки моделей із нержавіючих сталей, кобальтохромових, нікельхромових, титанових та інших сплавів із високою температурою плавлення.

Залежно від того, який метал використовується для лиття і яка формувальна маса застосовується для виготовлення опоки, стінки останньої можуть бути одно- або двошарові.

Формувальні суміші для двошарових опок поділяють на: основні (облицювальні) і допоміжні. Основні формувальні суміші складають основу формувальної оболонки, що безпосередньо контактує з матеріалом протеза, від властивостей якої залежать головні якісні показники опоки. Допоміжні (наповнювачі) складають основну масу опоки.

*Як основний компонент більшості вогнетривких сумішей використовують діоксид кремнію та його модифікації.*

Для утворення опоки порошкоподібний вогнетривкий матеріал змішують із рідким зв'язувальним компонентом різної хімічної природи.

*Залежно від зв'язувальної речовини всі формувальні матеріали поділяють на: силікатні, сульфатні (гіпсові) і фосфатні.*

*Силікатні формувальні матеріали.*

*Діоксид силіцію  $SiO_2$  - кварцовий пісок, основний компонент формувальних сумішей. Він надає формувальній масі вогнетривких властивостей і за певних температурних інтервалів зумовлює розширення опоки, здатність компенсувати усадку відливка. Із трьох відомих алотропічних форм силіцію (кварц, тридиміт і кристобаліт) здатність до розширення мають кварц і кристобаліт. Ці дві форми і використовують у формувальних сумішах.*

*Чистота поверхні відливка залежить від величини часточок формувального матеріалу (його дисперсності). Чистоту поверхні визначають за висотою нерівності на ній, що вимірюється в мікронах. Поверхня відливка буде чистою, якщо застосовувати кварцовий порошок, який повністю проходить крізь сито №140 з отворами діаметром 0,1 мм і крізь сито з отворами діаметром 0,05 мм (залишок порошку на ситі не повинен перевищувати 50 %). Такий дрібнодисперсний (випалений за температури 900 °С протягом 2 год) порошок називають *кварцовим борошном*, або *маршалітом*. Чиста кварцова мука повинна містити не менше ніж 98 % діоксиду силіцію. Вона є основним компонентом облицювального, або внутрішнього, шару (вогнетривкої сорочки) опоки. Цей шар повинен бути завтовшки не менше ніж 1-2 мм. Він безпосередньо контактує із розплавленим металом.*

*Зовнішній (наповнювальний) шар литтєвої форми зміцнює внутрішній. Його товщина може бути від одного до кількох сантиметрів. За вогнетривкістю, міцністю і дисперсністю він може дещо поступатися матеріалу облицювального шару. Матеріали обох шарів форми повинні мати добру газопровідність, щоб запобігти газовій пористості відливої деталі.*

*Останнім часом під час лиття високотемпературних сплавів часто застосовують маршаліт, пластифікований гідролізованим етилсилікатом (силікатні формувальні маси).*

*Етилсилікат - етиловий ефір ортосилікатної кислоти. Це прозора рідина жовто-зеленого кольору, з легким ефірним запахом. Вона містить від 21 до 41 % діоксиду силіцію.*

Для виготовлення облицювального шару опоки етилсилікат піддають гідролізу, унаслідок чого утворюються спирт і низка сполук силіцію (силоксанів), які під час випалювання форми переходять у чистий діоксид силіцію.

Для прискорення процесу гідролізу до води додають етиловий спирт і каталізатор (0,2-0,3 % розчин хлоридної кислоти). Однак вода та етилсилікат не розчиняються один в одному, тому для утворення однофазного розчину беруть речовини у яких розчиняється і вода, і етилсилікат. Це може бути спирт або ацетон. Реакція зі спиртом відбувається повільніше, ніж з ацетоном. До того ж ацетон швидше випаровується і зумовлює швидке випаровування води, а зневоднений гель менш схильний до утворення тріщин. Однак ацетон є легкозаймистою речовиною. Кількість взятого розчинника має бути такою, щоб вміст кремнезему в готовому розчині не перевищував 22 %.

До однієї частини гідролізованого етилсилікату додають 2 частини маршаліту, ретельно розмішують. Отриману облицювальну масу 2-3 рази нашаровують на знежирену воскову модель (волосяним пензликом або шляхом занурення воскової репродукції деталі з ливниками і конусом в облицювальну масу).

Ливарний блок покривають першим густо замішаним шаром облицювальної маси, сушать під вентилятором протягом 10-15 хв, виймають і висушують під вентилятором упродовж 7-10 хв. Після цього наносять другий шар облицювальної маси, замішаної не так густо (для заповнення тріщин у першому шарі), сушать його під вентилятором упродовж 10-15 хв, поміщають в ексикатор з аміаком на 10-15 хв і висушують протягом 10-15 хв. Потім починають формування (утворення зовнішнього шару опоки). Для міцнішої фіксації облицювальної маси на восковій репродукції, затримки стікання маси з поверхні моделі та підвищення міцності вогнетривкої оболонки опоки кожен шар нанесеної на репродукцію маси посипають тонким рівномірним шаром випаленого дрібного кварцового піску.

Кварцовий пісок використовують і для наповнення опоки. Пісок ретельно очищують, промивають і випалюють за температури 900 °С протягом 2 год. Допустима кількість глинистих домішок у піску - не більше ніж 1,5 %. Дисперсність (зернистість) піску повинна забезпечити хорошу газопроникність форми. Таку дисперсність мають піски, які просіюються крізь сито № 70 (0,25) і № 40 (0,44) (марка 40/70).

Глиноземний цемент - використовується для зв'язування кварцового піску в опоках і створення достатньо міцної формувальної наповнюючої маси. Цемент містить 35-55 %  $Al_2O_3$ , 5-12 %  $SiO_2$ , 35-40 %  $CaO$  і близько 15 %  $Fe_2O_3$ . Твердіння цементу зумовлюють алюмінати кальцію. Воно відбувається протягом 1 год. Цемент вогнетривкий, міцність на стискання (цемент марки 500) становить 450 кгс/см<sup>2</sup>. Кварцовий пісок і глиноземний цемент змішують у співвідношенні 6:1 чи 7:1. Суміш змочують водою (4:1 чи 5:1) і заповнюють нею опоку. Зберігають цемент і суху формувальну суміш у сухому місці. При поглинанні ними вологи здатність їх до твердіння значно погіршується.

Для лиття деталей із кобальтохромових сплавів, нержавіючої сталі та інших сплавів із температурою плавлення понад 1100 °С застосовують різноманітні формувальні маси.

*Сіоліт.* Випускається у складі порошок/рідина. Порошок - суміш кварцу, фосфатів і оксиду магнію. Рідина - силікагель. Призначений для виготовлення вогнетривкої литтєвої форми для відливки суцільнолитих протезів і каркасів металокерамічних протезів.

*Формаліт.* До його складу входять маршаліт, кварцовий пісок, етилсилікат, ортоборатна кислота (або глиноземний цемент). Облицювальну масу готують шляхом змішування маршаліту з гідролізованим етилсилікатом. Отриманою сметаноподібною масою утворюють вогнетривку оболонку. Застосовують *Формаліт* для лиття деталей із КХС, нержавіючої сталі. Масу для наповнення опоки готують із кварцового піску і глинозему (у співвідношенні 6:1 чи 7:1) або піску з борною кислотою (10:1 чи 10:1,5).

*Л.С.Фліс, М.І. П'ясецький і С.Й. Криштаб (1983)* запропонували формувальну масу для лиття протезів із КХС. Склад маси такий: кварцовий пісок - 36,2 %, порошок керамзиту - 7,9 %, поліетаксилан - 5,3-8,3 %, пилоподібний кварц – 37 %. Маса компенсує усадку сплаву в межах 1,6-1,8 %.

*Сульфатні або гіпсові формувальні матеріали.*

Зв'язувальною частиною є гіпс. Основними їх компонентами можуть бути *оксиди силіцію й алюмінію*. *Гіпсові формувальні матеріали* застосовують під час лиття сплавів, які мають температуру плавлення до 1100 °С. Дія високої температури за дуже короткий час, протягом якого відбувається лиття, практично не призводить до руйнування оболонки опоки і на якості невеликого за масою відливка не позначається. Під час лиття сплавів із більш високою температурою плавлення не варто користуватися такими сумішами. У них за температури понад 400-500 °С відбувається початковий розпад гіпсу з утворенням сірчастого газу, сірководню та інших газоподібних речовин.

*Шреба враховувати деякі особливості гіпсових формувальних матеріалів, які зумовлені властивостями гіпсу.*

1. Під час твердіння формувальна маса розширюється (унаслідок зменшення густини маси, зумовленої затримкою води між кристалами вогнетривкового наповнювача). Коли заповнену опоку в початковій стадії твердіння занурити у воду, то відбувається насичення формувальної маси водою, що призведе до ще більшого її розширення. Сумарна величина гігроскопічного розширення може досягати 1-2 %.

2. Під час термічної обробки опоки, яку проводять із метою випалювання воску і вогнетривкового наповнювача, спостерігається дегідратація гіпсу, і він дає усадку (до 2 %).

Термічне розширення формувальної маси здатне істотно компенсувати усадку металу. З цією метою застосовують кварц чи кристобаліт як вогнетривкий наповнювач. *Застосування кристобаліту* дає можливість під час лиття в гарячу форму (температура близько 350 - 400 °С) отримати її розширення до 1,85 %, що компенсує усадку сплавів із відносно невеликою усадкою під час твердіння (сплави на основі золота, паладію та ін.).

З метою регулювання процесів термічного розширення і швидкості схоплювання у формувальні суміші вводять домішки в кількості до 2 % (натрію хлорид, ортоборатна кислота, натрію тартрат та ін.). Так, домішок бури збільшує час схоплювання і зменшує термічне розширення. Додаючи порошок сирового гіпсу, можна зменшити час схоплювання і збільшити термічне розширення.

Формувальні маси на основі кристобаліту мають певні переваги, порівнюючи з кварцовими. Кристобаліт розширюється більше, ніж кварц, і може повністю компенсувати усадку сплавів на основі золота. Для більш повної компенсації усадки відливка розплавлений метал заливають у форми до температури, за якої кристобаліт перебуває в  $\beta$ -формі. Таким чином, форма з кварцового піску повинна бути нагріта до 700 °С, а з кристобаліту - усього до 450 °С.

Методом змішування в різних пропорціях кварцу і кристобаліту отримують формувальні суміші з різною величиною термічного розширення (у межах від 0,9 до 1 %). Кварц може надати формувальному матеріалу термічного розширення до 1,4 %, а кристобаліт - до 1,6 %. Формувальні суміші на основі кварцу мають найменшу міцність у температурному інтервалі 100 - 125 °С і 770 - 830 °С (перехід кварцу із  $\alpha$ -форми до  $\beta$ -форми).

Матеріали з кристобалітом виявляють найменшу міцність за температури 210 - 260 °С. Тому розплавлений метал треба заливати у форму, нагріту до температури, яка вища за температуру, коли міцність формувального матеріалу мінімальна.

Промисловість випускає різноманітні формувальні маси, призначені для певних конструкційних сплавів благородних і неблагородних металів.

*Аурит* – суміш порошку кристобаліту з гіпсом і домішками. Під час замішування з водою в пропорції 100 г : 36-40 мл схоплюється і твердіє за 10-30 хв. Тверда маса *Аурит* має коефіцієнт термічного розширення не менше ніж 0,08, її міцність на стискання через 24 год після твердіння становить 20 кгс/см<sup>2</sup>.

*Шермостійка гіпсова суміш (ШГС)* - механічна суміш кремнезему з напівгідратом кальцію сульфату (гіпсом). Міцність на стискання через 2 год після твердіння становить не менше ніж 60 кгс/см<sup>2</sup>, термічне лінійне розширення під час твердіння і нагрівання до 700 - 800 °С - 1,3-1,4 %, що компенсує усадку сплаву. *Аурит* і *ШГС* застосовують для виготовлення опок при відливці протезів із сплавів на основі золота.

*Силаур* - формувальна маса, що складається з 70 % кремнезему ( $Al_2O_3$ ) тонкого помелу і 25-30 % автоклавованого міцного гіпсу. Випускають два види цієї маси. *Силаур №3-Б* містить автоклавований гіпс і кремнезем. Його застосовують для відливки дрібних деталей підвищеної точності (вкладки, напівкоронки). Вирізняється дрібнішою дисперсністю часточок наповнювача. *Силаур №9* містить кремнезем і формувальний гіпс. Призначений для відливки за розміром деталей із сплавів, що мають температуру плавлення не вищу ніж 1000 - 1100 °С. Як першу, так і другу маси застосовують для формування воскових моделей без облицювального шару. Маси замішують із водою до

сметаноподібної консистенції і заливають у форму лиття. Час схоплювання - 10 - 30 хв.

Застосовують й інші формувальні маси на основі діоксиду кремнію (кристалітиту) і гіпсу, зокрема препарати *Експодент* (Чехія), *Дегувест Каліфорнія* (Німеччина).

Для виготовлення литих деталей (коли велика точність не потрібна) часто використовують *формувальні маси на основі гіпсу*: 1) 1 частина чистого азбесту, 2 частини гіпсу, 1 частина кремнезему в порошок; 2) 2 частини тонкого річкового піску, 1 частина гіпсу; 3) 1 частина гіпсу, 3 частини кремнезему в порошок; 4) 4 частини гіпсу, 2 частини тальку, 2 частини крейди, 1 частина піску. Масу замішують із водою в гумовій чашці до сметаноподібної консистенції, якою заповнюють опоку. Описані вище формувальні маси застосовують і для лиття виробів із срібно-паладійєвих сплавів.

#### *Фосфатні формувальні маси.*

*Фосфати*, які містяться у цих масах, за своїм складом подібні до фосфатцементів, які застосовують у стоматології. Під час змішування оксидів металів (алюмінію, магнію, цинку), які входять до складу порошку, з рідиною (ортофосфатна кислота) утворюються фосфати, які міцно зв'язують зерна наповнювача формувальної суміші (кварц, кристаліт та ін.).

Унаслідок *термічної обробки фосфати переходять* з орто- в піроформу, яка виявляє велику термостійкість за температури 1200 - 1600 °С. Компенсаційне розширення форми при використанні цих формувальних мас можна отримати тільки завдяки наповнювачу (діоксиду силіцію).

*Опоки з фосфатних матеріалів не мають гігроскопічного розширення.* Випалювати воскову модель необхідно при поступовому підвищенні температури, щоб уникнути не тільки розтріскування форми, але й пошкодження її газовими пухирцями, які виникають при вигоранні воску. До фосфатних формувальних мас належать *Силамін* і *Кристосил*.

Із закордонних фосфатних формувальних матеріалів найчастіше застосовують *Віровест* (твердість - 140 Н/мм<sup>2</sup>), *Віроплюс* (твердість - 190 Н/мм<sup>2</sup>),



*Бегостал* (термічне

розширення - 2,45 %), *Беллавест III* із рідиною для замішування *Бегостал* (універсальний формувальний матеріал для лиття зі сплавів благородних металів із високою температурою плавлення), а також *Ауровест Софт* і *Дегувест Софт* (термічне розширення - 2,15 %), які замішуються на дистильованій воді, безграфітний *Ауровест Б* (термічне розширення - 2,15 %). Усі ці матеріали німецького виробництва і призначені для лиття каркасів металокерамічних протезів зі сплавів благородних металів.

Формувальні маси *Динамік*, «Вего» (Німеччина) і *Fujivest Premium* «GC» (Японія) після затвердіння можна поміщати в нагріту до температури  $800\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 50\text{ }^{\circ}\text{C}$  пічку, причому це не впливає на розширення та якість поверхні формувального матеріалу. Маса *Касторит супер С* «Dentaugum» (Німеччина) рекомендована для лиття зі сплаву *Реманіум*. Зазначені вище маси застосовують для лиття зі сплавів із високою температурою плавлення.

#### **Формувальні маси для виготовлення вогнетривких моделей**

Останнім часом широко використовуються методи лиття металевих сплавів у вогнетривкі форми на вогнетривких моделях. Таким методом отримують найскладніші ортопедичні конструкції, які вирізняються великою точністю розмірів і високою чистотою (гладкістю) поверхні. Модель, на якій відливають деталь, повинна бути виготовлена з термостійких матеріалів, що мають відповідний коефіцієнт термічного розширення, який забезпечив би при відповідній термічній обробці компенсацію усадки металу відливка під час охолодження опоки. Поверхня вогнетривкої моделі повинна бути гладенькою.

При виготовленні вогнетривкої моделі спочатку знімають *дублюючий відбиток* із заздалегідь підготовленої моделі за допомогою *дублюючої відбиткової маси*.

*Маси для дублювання повинні відповідати таким вимогам:*

- бути еластичними, щоб легко можна було виводити модель з відбитка;
- бути міцними на розрив;
- мати мінімальну усадку;
- бути стійкими до дії хімічних речовин;
- бути інертними до матеріалів, з яких виготовляють вогнетривкі моделі;
- не втрачати своїх властивостей при багаторазовому використанні;
- мати невисоку точку плавлення;
- мати нескладну технологію виготовлення.

**Для дублювання використовують такі матеріали:**

- *реверсивні (зворотні) гідроколоїдні маси на основі агар-агару: Гелін, Дентокор, Перфлекс, Вірогель, Віродубль, Касто-гель «Вего»* (Німеччина), *S-U-Doubli-Gel* «Schuler Dental» (Німеччина);

- *силіконові маси: Сільфлекс, Керадур-л, Віросіл «Вего»* (Німеччина), *Екзактосил «Bredent»* (Німеччина), *ТИТАНІУМ, Zetalabor* «Zhermack» (Італія), *Ergasil* «Lascod» (Італія), *Perfit* «Huge» (Китай), *Platinum 95, Elite Double* «Zhermack» (Італія), *Verasil* «CEROS» (Італія), *AD-Special* «Feguramed, (Німеччина);

- *дублюючі маси на основі поліхлорвінілу і поліефірної гуми.*



Виготовлення відбитка з *Геліну*. Підготовану до дублювання модель *закріплюють у спеціальній кюветі, яка складається з основи та кришки з трьома отворами для заливання маси*. Модель закріплюють у центрі основи кювети мольдіном або пластиліном, щоб отримати відбиток зі стінками рівномірної товщини. Маса *Гелін*, нарізану



маленькими шматочками, кладуть у емальовану, скляну або фарфорову посудину з кришкою, у яку вмонтовано термометр. Посудину ставлять на водяну баню (воду доводять до кипіння). Агарова маса топиться поступово, приблизно 60 хв. Температура плавлення - 80 °С. Масу забороняється нагрівати вище за 90 °С, бо вона втрапить свої властивості і стане непридатною для отримання відбитків.

Розтоплену масу *Гелін* знімають з водяної бані і поступово охолоджують до температури 48-50 °С, періодично помішуючи. Модель для дублювання занурюють на 5-10 хв у холодну воду для видалення з неї пухирців повітря та насичення вологою. При цьому перевіряють щільність прилягання до моделі підкладок. Модель з основою виймають з води і обдувають стисненим повітрям (для видалення залишків води).



На основу кювети накладають кришку, і в один із її отворів тонким струменем заливають розтоплену масу. Коли вона з'явиться в усіх отворах кришки кювети, закінчують заливку. Маса

застигає 30-40 хв при кімнатній температурі.

Для того щоб маса швидше застигла, через 15 хв після заливки маси кювету занурюють у посуд з холодною протічною водою. Застигла маса стає еластичною, желеподібною, добре ріжеться ножом. З кювети знімають основу - (дно), масу навколо моделі підрізують ножом і повільно виймають модель з гідроколоїдного відбитка. Відбиток повинен бути точним, гладеньким, блискучим.

Якщо ливарні канали-ливниці проходять через основу моделі, то у відбитку закріплюють конус і беруться до виготовлення вогнетривкої моделі. Її потрібно виготовити негайно, щоб уникнути усадки та деформації відбитка. Технологія отримання відбитків для всіх гідроколоїдних мас аналогічна.

Фірма «BEGO» (Німеччина) для дублювання використовує маси *Дентокол*, *Вірогель*, *Віродубль*, *Перфлекс*, *Касто-гель* та спеціальне обладнання.

Е. Я. Варес (1992) пропонує для виготовлення дублюючих відбитків використовувати *відбиткові еластичні маси*. Відбитки можна отримати в звичайних стандартних кюветах, але краще використовувати розроблені ним дублюючі шприц-кювети (ДШК). Комплект ДШК складається з набору парних кілець діаметром 40, 60 та 90 мм, притискного та формувального пристроїв. Ця методика має багато переваг. За допомогою її можна дублювати всі різновиди моделей, бо дублююча форма тонка і досить еластична, отож з неї легко вивести модель навіть за наявності значних ретенційних пунктів.

За даними В. Л. Панчохи та співав., *синтетичні маси для дублювання* є кращими за своїми властивостями, ніж гідроколоїдні на основі агар-агару. Авторами було встановлено, що всі маси, які використовують для отримання відбитків, через деякий час зменшуються в розмірах. Це негативно впливає на виготовлення точних каркасів бюгельних протезів при литті на вогнетривких моделях.

Так, відбиток із маси *Телін* стає меншим за еталон одразу після його отримання на 0,4 %, через 30 хв - на 0,7 %, а через 60 хв - на 1 %, через 24 год - на 2,2 %. Відомо, що *гідроколоїдні маси* повільно тверднуть при кімнатній температурі. Тому для прискорення застигання за інструкцією пропонують охолоджувати їх водою. Але після такого охолодження відбиток стає меншим за еталон. З огляду на зазначене зрозуміло, чому відбиток треба відливати негайно після його отримання. Крім цього, в різних ділянках через різну товщину відбитка усадка буде неоднаковою, і це призведе не тільки до зменшення моделі, а й до її деформації.

*Дублюючі гелі можуть розтоплюватися в мікрохвильових пічках* (порції приблизно по 400 г). Тривалість залежить від кількості і встановленої потужності мікрохвильової пічки (400 Вт - 4,0 хв / 900 Вт - 2,5 хв). Заздалегідь дублюючий гель розрізається на маленькі кубики розміром до 1 см. Охолодження до робочої температури відбувається у водній ванні, при постійному помішуванні.

#### *Поліхлорвінілові маси.*

*Поліхлорвінілові маси* дозволяють під час дублювання моделей досягти високої точності й стабільності. Відхилення щодо розмірів відбитка із поліхлорвінілової маси від еталону становить 0,19 %. Відбиток точно повторює еталон, а в процесі зберігання на відкритому повітрі практично не змінює своїх розмірів. Багаторазове перетоплення маси фактично не змінює її властивостей. За одним відбитком можна відлити кілька керамічних моделей, якщо стався брак. Відбиток із поліхлорвінілової маси еластичний та міцний.

Таким чином, *поліхлорвінілові маси* більше відповідають вимогам до дублюючих мас і мають незаперечні переваги перед агаровими. *Недоліком поліхлорвінілової маси* є лише вища температура плавлення. За відбитком можна виготовляти вогнетривкі моделі тільки із міцних матеріалів, інакше модель зруйнується під час виведення її з відбитка.

#### *Силіконові маси.*

Застосовується *двокомпонентний силікон* у дозувальному апараті, який обладнаний спеціальним наконечником-змішувачем одноразового використання. Вручну змішування робиться в тій же пропорції - 1:1.



Затверділі в склянці змішувача залишки силікону можна пізніше легко видалити, як плівку.

Дублюючий силікон гарантує високу точність. При роботі із силіконовими змішувачами компоненти змішуються рівномірно, і всі критичні ділянки заливаються без утворення повітряних пухирців. У більшості дозувальних апаратів ємності з

компонентами силікону встановлюються дном вгору.

*Їх краще не спорожнювати повністю*, а вчасно наповнювати матеріалом через вирізаний на дні ємності отвір.

Таким чином, можна уникнути додаткової роботи, необхідної для заміни ємності. *Щоб компоненти матеріалу не змішувалися і не тверднули на виході приладу*, наконечники змішувачів після використання не знімають. Робочий



час приготування силікону складає приблизно 5 хв.

*Для збільшення висоти дуже низьких моделей, висота цокля якій не досягає 10 мм*, підкладають пластилін. Змішаний силікон заливають тонким струменем. Між майстер-моделлю та кюветою має бути мінімальна відстань 5 мм. *Стабілізуюча вставка і різні форми піднебіння в WiroSil®* - системі дублюючих кювет підвищують стабільність конфігурації в ділянці зубного ряду і піднебіння. Вони сприяють збільшенню точності і зменшенню витрати матеріалу завдяки зміні позиції.



*Для затвердіння силікон рекомендується поставити під тиск*. При тиску в 4 бари скорочуються повітряні бульбашки, і силікон вдавлюється в критичні ділянки. Такий метод вимагає, щоб потім і дублікат-модель тверднула під тиском. Час, необхідний для затвердіння силікону, повинен точно дотримуватися. Внутрішні поверхні

силіконової форми перестають бути липкими тільки після повного затвердіння. Після закінчення процесу виходить необхідна кінцева твердість за Шором: А 17-20.



Ретельно заблоковані моделі і боки цокля моделі, оброблені на тримері під невеликим кутом, легко виймаються із силіконових форм. Позитивно впливає попереднє припудрювання моделей тальком. Можна значно уникнути деформації силіконових форм, якщо не перекошувати моделі при вилученні. Тому важливо якісно заблокувати дефекти в цоклі моделі, заглиблення в ділянці

щелепи і виражені міжзубні ділянки.

*Розподіл адгезії між поверхнею моделі і силіконом відбувається за допомогою стислого повітря*. Потрібна обережність при застосуванні стислого повітря при вилученні моделей із силіконових форм: сильний натиск може призвести до їх розширення. Щоб уникнути таких забруднень, як залишки мастила або конденсату, потрібен регулярний догляд за компресором і повітропровідними трубами.

*Стабілізаційна вставка і форми піднебіння надають силіконовій формі стабільність при вилученні моделі*. У ділянці цокля для економії можна використовувати до 30 % старого подрібненого матеріалу. Хороший зв'язок з новим силіконом гарантований.

Сьогодні на ринку силіконові матеріали представлені: *Сільфлекс, Керадур-А, Віросіл «Вего»* (Німеччина), *Екзактосил «Bredent»* (Німеччина), *Белоформ «Владміва»* (росія) *ТІТАНІУМ, Zetalabor «Zhermack»* (Італія), *Ergasil «Lascod»* (Італія), *Perfit «Huge»* (Китай), *Platinum 95, Elite Double «Zhermack»* (Італія), *Verasil «CEROS»* (Італія), *AD-Special «Feguramed»*, (Німеччина).

За отриманим відбитком відливають термостійку керамічну модель.

Після вилучення моделі форму з дублюючого гелю не треба прополіскувати водою або просушувати стислим повітрям, вона відразу ж заливається пакувальною масою. Для цього форму вставляють назад у кришку кювети для дублювання. Щоб уникнути деформації форми, кришки кювет не можна переплутувати.



Перед виготовленням вогнетривкої моделі силіконова форма зволожується рідиною, що знімає напругу з поверхні, і через 30 секунд ретельно просушується стислим повітрям. Рідина нейтралізує водовідштовхувальну властивість поверхні силікону і покращує текучість пакувальної маси для відлиття вогнетривкої моделі. Для відливки таких моделей

використовують різні суміші. Найчастіше застосовують маси, які випускає промисловість.

*Бюгеліт* - комплект формувальних матеріалів, призначений для виготовлення гіпсових і дублюючих моделей, опок для бюгельних протезів, які виготовляють методом точного лиття з хромокобальтових сплавів.

**Комплект містить:** 1) високоміцний автоклававаний гіпс для виготовлення первинної моделі за відбитком; 2) дублюючу масу *Телін* для виготовлення негативної форми первинної моделі (відбитка); 3) формувальну масу *ОЛ (В.А. Озеров і Є.М. Любарський)* - силікатно-формувальний матеріал, що містить пісок кристобаліту (30-40 %), пил кристобаліту (30-50 %), пилоподібний кварц (20-40 %); зв'язувальну речовину - етилсилікат (гідролізований) та затверджувач. До складу суміші також входить пексан (5-10 % від загальної маси наповнювача), що забезпечує збереження розмірів моделі під час сушіння і запобігає адгезії вогнетривкої моделі з дублюючою масою.

Порошок і рідину для одержання моделі беруть у співвідношенні 4:1, старанно розмішують. Маса починає тверднути через 3-5 хв, повністю твердіє через 45-60 хв. Максимальне розширення (1,8-1,9 %) досягається при температурі понад 600 °С. Механічна міцність після твердіння на статичний згин становить 4,5-5,5 кгс/см<sup>2</sup>, а після висушування – 23-30 кгс/см<sup>2</sup>.

*Кристосил-2* складається з наповнювача (порошку кристобаліту і фосфатної зв'язки). Під час змішування з водою одержують пластичну масу, яка починає тверднути через 5-7 хв і остаточно твердіє через 45-50 хв. При цьому маса розширюється на 0,4-0,5 %. Термічне розширення *Кристосилу-2* під час нагрівання до 700 °С становить 0,8-1 %. Сумарне розширення може досягти 1,2-1,5 %.

*Силамін* - фосфатна формувальна маса, яка містить кварцовий пісок, магнезитовий порошок і фосфатну зв'язку. Беруть 100-120 г порошку і відповідну кількість води, замішують до утворення рідкої консистенції і заповнюють відбиток моделі. Маса починає твердіти через 7-10 хв. Закінчується твердіння через 55-60 хв. Відлипу модель сушать за температури 180-200 °С протягом 30 хв, потім її закріплюють зануренням у киплячий віск (температура 150° С) на 1-2 хв. Максимальне термічне розширення такої моделі становить 1,4 %. *Як закріплювач вогнетривких моделей можна використовувати суміш каніфолі і церезину.*

Для виготовлення вогнетривких моделей можна застосовувати й інші формувальні маси з наповнювачами (дрібнозернистим кварцитом, кварцовим піском із зернами різної величини та ін.). Як зв'язувальний матеріал додають етилсилікат або фосфатну зв'язку.

Вогнетривкі маси *Бюгеліт*, *Силамін*, *Кристосил-2* термічно стійкі в температурному інтервалі 1400-1700 °С, хімічно стійкі, але недостатньо міцні навіть після висушування і закріплення. Термічне розширення цих мас під час випарювання опоки здатне частково компенсувати усадку кобальтохромових та інших сплавів, які мають близькі величини усадки (1,5-1,8 %).

*Вогнетривка маса для лиття суцільнолитих протезів (У.С. Фліс і співавт.)* містить (у вагових %): кварцовий пісок - 36,2; керамзит (у порошкоподібному стані) - 7,9; оксид магнію - 3,7; ацетоновий розчин триетаноламіну - 7,9; поліетилсилікоксан - 8,3; маршаліт - 37. Маса має гладеньку поверхню на моделі, добру газопроникність, легко відділяється за допомогою піскоструменевого апарата, не потребує закріплення, легко ріжеться корундовими дисками, компенсує усадку сплавів на 1,6-1,8%.



Сам процес приготування вогнетривкої моделі в основному схожий для усіх пакувальних мас. Після замішування маси форми поміщають на вібростолик і рівномірно заповнюють. Після заповнення пакувальною масою форму знімають з вібростолика. Модель твердне на достатній відстані від вібростолика, щоб уникнути утворення тріщин.

*Якщо силіконові форми тверднули під тиском*, то треба простежити, щоб дублікат-моделі теж ставилися під тиск. Тільки після повного затвердіння пакувальної маси (приблизно 40 хв) дублікат-моделі можна виймати з форми. *Дублюючий гель* надрізають навколо цоколя шириною приблизно в 1 см і видаляють. Надріз робиться тільки уздовж цоколя моделі. Якщо на поверхні обрізаного гелю не

видно тонкого шару пакувальної маси, то пакувальна маса затверділа повністю. *Заповнені пакувальною масою форми з гелю не можна залишати на тривалий час*, наприклад, на ніч, інакше з них буде дуже важко витягнути модель. Залишки гелю на поверхні моделі не дозволяється змивати водою.

*Дублікат-моделі, зроблені у формі з гелю, зазвичай ставлять у шафу для*



*просушування на 45-60 хв. з температурою 250 °С. Але вони можуть висихати і повільно - при температурі 70-80 °С. Перед зануренням у закріплювач температура в шафі приблизно на 15 хв збільшується до 250 °С. Альтернативно можна поступово висушувати моделі. При цьому методі через 30 хв температура від 100 °С підвищується до 220 °С і тримається 30 - 45 хв.*

Після того, як волога повністю випарується, моделі набувають дещо коричневого забарвлення. *На процес просушування впливають численні чинники, і немає ніякого однозначного рецепту для ідеальної установки температури та часу. Чим більше моделей знаходиться в шафі для просушування, тим довший час просушування. Високі моделі краще ставити на верхню полицю шафи.*



*З шафи для просушування, нагрітої до температури 250 °С, повністю висушені дублікат-моделі виймаються і опускаються (спеціальними щипцями) на 5-8 с у занурювальний закріплювач. Модель під час занурення треба рухати, щоб закріплювач міг проникнути в неї рівномірно. Щоб уникнути надлишку закріплювача, особливо*

*на моделях верхньої щелепи, моделі з рідини виймаються дуже повільно.*

*Надлишки закріплювача на дублікат-моделях призводять до утворення бахроми на ливарному об'єкті. Щоб уникнути цього моделі ставляться ще раз на 5-10 хв у шафу для просушування. Витрачений закріплювач треба вчасно доливати, а кожні 2-3 місяці замінювати та усувати згідно інструкції. Закріплювачі, що містять розчинники (бутилацетат), повинні зберігатися добре закритими. Для сушіння і затвердіння моделей обов'язково потрібна витяжка. Занурення моделей для затвердіння у віск - процес більш трудомісткий і, через небезпеку травми при роботі з гарячим рідким воском, від нього взагалі краще відмовитися.*



*Дублікат-моделі, отримані із силіконових форм, повинні просуватися приблизно 5-10 хв при температурі 70 °С. Якщо дозволяє час, то можна просувати моделі близько 1 години на повітрі. Потім поверхню моделі покривають на відстані приблизно 20 см рівномірним, тонким шаром Durofluid (спрей). При цьому неодмінно треба включати витяжку. Не рекомендується проводити загартування*

*моделей методом занурення: ймовірні розводи або осад закріплювача, що залишився, можуть зіпсувати гладку поверхню.*

*Для виготовлення вогнетривких моделей застосовують також закордонні матеріали: Креско цервест-2 для сплаву Реманіум-380, Віроплюс Н для сплаву*



*Вірокрот* (Німеччина) та ін. Для закріплення поверхні вогнетривких моделей застосовують спеціальну рідину *Фурол*. Модель нагрівають до 250 °С, витримують 30 хв і занурюють у рідину, поміщають у муфельну піч для повного висихання рідини. Потім модель охолоджують до кімнатної температури і розпочинають моделювання бюгеля.

Сфера застосування різних формувальних сумішей визначається температурою плавлення металу, при якій заповнення ливарної форми не спричиняє її пошкодження.

*Гіпсові формувальні маси*: тільки сплави благородних металів із температурою ліквідусу ( $t^{\circ}_L$ ) від 1040 °С; *фосфатні формувальні маси*: для всіх сплавів металів з  $t^{\circ}_L$  від 1480 °С; *силікатні формувальні маси*: тільки для легованих сплавів неблагородних металів з  $t^{\circ}_L$  від 1780 °С.

*Переваги і недоліки формувальних мас*

Формувальні маси	Переваги	Недоліки
Гіпсові	Дуже легко розміщуються після заливки і легко без зусиль можна виймати відлиті деталі з незначною оксидною плівкою. Високий відсоток вмісту кристобаліту в формувальній суміші дає можливість отримувати гладкі поверхні виливка.	Усього лише одне обмеження під час використання: небезпека насичення виливка сіркою. Матеріали тонко реагують на умови зберігання, обробки та процес попереднього нагрівання.
Фосфатні	Дуже широкі можливості управління розширенням. Висока точність при литті мостоподібних протезів великої протяжності. При правильному режимі зберігання на тривалий термін зберігають властивості.	Жорсткі і внаслідок цього погано розміщуються. Міцна оксидна плівка; складніші операції очищення. Чутливі до процесу попереднього нагрівання, а також до прямого впливу світла і тепла. Їх не можна охолоджувати нижче 4 °С.
Силікатні	Дуже легко розміщуються після заливки. Економічні. Формувальну масу можна підібрати дуже точно залежно від сфери застосування (наприклад, для сплавів неблагородних металів).	Тільки для неблагородних сплавів. Утворюють шорстку поверхню виливки, тому додатково має бути застосована дрібнодисперсна формувальна суміш. Під час обробки маси використовують кислоту, що може викликати певні складнощі.

Останнім часом фірми, що випускають зуботехнічні матеріали, рекомендують користуватись однією технологічною лінією виготовлення протеза із застосуванням тільки фірмових матеріалів: гіпсу, восків, формувальних мас, металу (сплаву).

**Легкоплавкі сплави**

*Легкоплавкі сплави застосовуються* для виготовлення штампів, що використовують при отриманні коронок, кап, базисів протезів методом штампування. *Легкоплавкі метали для штампів повинні мати такі властивості*: низьку температуру плавлення, бути достатньо твердими і не

деформуватися при штампуванні, не бути крихким, при затвердінні, після лиття не давати усадки, що змінює величину штампа.

До складу легкоплавких сплавів входять такі метали: олово, свинець, вісмут, кадмій, сурма і рідше цинк, мідь. Температура плавлення цих сплавів набагато нижча температури плавлення кожного із компонентів. Свинець має температуру плавлення 327 ° С, олово - 232 ° С, вісмут - 271 ° С, кадмій - 320 ° С. Сплав, виготовлений з цих металів має температуру від 47 ° С до 95 ° С,



що залежить від процентного складу металів. До складу всіх сплавів входить 40-50 % вісмуту, що забезпечує добру корозійну стійкість і твердість.

Колір легкоплавкого сплаву сріблясто-білий, на лінії зламу зерниста будова.

У практиці зарекомендували себе сплави: *Мелот* (олова - 5, свинцю - 3, вісмуту

- 8 вагових одиниць), температура плавлення 63 ° С; *сплав Вуда* (олова - 2, свинцю - 4, вісмуту - 7),

температура плавлення 70 ° С.

*Зуботехнічне литво металів і сплавів відрізняється високою точністю і цілком відповідає восковій моделі.* Це досягається

застосуванням формувальних матеріалів, розширення яких у процесі литва повинне якомога точніше повніше збігатися з розширенням металу,

а потім відповідати його стисканню при охолодженні.

Термічне розширення і стиск виливка компенсується розширенням і стисканням формувального матеріалу.

### Розділювальні і покривні матеріали

#### *Розділювальні матеріали.*



*Ізокол* - альгінатний розділювальний матеріал для попередження потрапляння гіпсу в пластмасу в процесі полімеризації при виготовленні протезів. До складу *Ізоколу-69* входить: альгінат натрію 1,5-2,0 %, шавлевокислий алюміній 0,02 %, 40 % розчин формаліну - 0,3 %, харчовий барвник 0,005 % і дистильована вода. Після виплавлення воску наносять *Ізокол* на модель за допомогою пензлика.

Рекомендується наносити 2 шари. Шар повинен бути тонким і рівномірним. Розділювальним матеріалом покривають також контркрювети, що забезпечує ізоляцію пластмаси під час полімеризації.

Також, за кордоном випускаються аналоги. *Мега-1* «Мегадента» (Німеччина). Являє собою альгінатне покриття для ізоляції частин гіпсових форм або пластмаси при її полімеризації. *Мега-1* застигає на гіпсовій моделі досить швидко і утворює тонкий ізолюючий шар, що легко знімається.



*ФІС - 8* «Галеніка» (Югославія) - колоїдний розчин альгінату натрію для ізоляції гіпсових моделей. Матеріал після висихання утворює еластичну захисну мембрану товщиною 0,01 мм, яка не впливає на зміну точності при подальшій роботі з гіпсовою моделлю.

*Лак розділовий АЦ-1*. Випускається у вигляді розчину ацетилцелюлози в ацетоні. Завдяки швидкому зникненню розчинника на гіпсовій формі утворюється тонка ізолююча плівка. Застосування - ізоляція гіпсових форм.

*Ізодент* «Спофа Дентал» (Чехія) - ізоляційна рідина для нанесення на гіпс. Являє собою розчин альгінату натрію і утворює на поверхні гіпсу тонку плівку. Розчин наносять пензликом. Висихає через кілька хвилин. Він містить активні дезінфікуючі речовини та відрізняється підвищеною змочуваністю, завдяки чому легко утворює суцільну ізолюючу плівку по всій поверхні гіпсової форми.

*Сілікодент* - наповнений силіконовий компаунд «холодної» вулканізації. Складається із каучуку (полідиметилсилоксан), окису магнію, білої сажі, уайт - спіриту та активаторів вулканізації. Утворює якісний ізолюючий шар. Застосування: ізоляція гіпсових форм при виготовленні базисів знімних протезів, металевих каркасів мостоподібних протезів, призначених для полімерної облицювання, міжзубних проміжків і пришийкової ділянки зубів на моделі щелепи перед її гіпсуванням до кювети.

*Мега-Ізолірфілм* - силіконова ізолююча рідина для акрилових зубів, яка дозволяє легко відокремити протез від гіпсової форми.

*Ізофікс* «Шулер-Дентал» (Німеччина) – рідина, що ізолює віск від гіпсу. Хороші результати досягаються також при застосуванні пластмаси, металу та інших матеріалів. Дана рідина ідеальна для ізолювання гіпсових кукс, які застосовуються для виготовлення воскових ковпачків способом занурення. Рідина не містить силікону, тому вигорає без утворення золи.

*Піропласт сепаратор* «Івоклар» (Ліхтенштейн) - ізолюючий засіб для ізоляції пластмаси від гіпсу. Особливо показано для ізоляції штучних зубів при роботі з інжекторними полімеризаторами SR -Івокап.

*Лакро Сеп* «ДжіСі» (Японія) - ізолюючий лак для базисних пластмас. Забезпечує гладку, стійку і блискучу поверхню на гіпсовій моделі. Після полімеризації легко відділяється від базису.

*Універсальний сепараційний стоматологічний лак Мульти-Сеп* «ДжіСі» (Японія). Використовується для ізоляції воску від гіпсу, гіпсу від гіпсу, пластмаси від гіпсу.

*Сепар G* «Восо» (Німеччина) - ізолюючий засіб для пластмас. Має універсальне застосування як при гарячій полімеризації, так і холодній. Надійно тримається на моделі і утворює рівномірне ізолююче покриття.

*Стомафлекс* «Спофа Дентал» (Чехія) - лак для ізоляції контактних поверхонь штучних зубів в протезі безпосередньо перед гіпсуванням воскової репродукції знімного протезу до кювети. Склад: паста, вулканіт, наждачний порошок. Матеріал використовується наступним чином: у співвідношенні 1:1 змішується паста і вулканіт. Отримана при цьому маса рідкої консистенції наноситься пензликом на вестибулярну поверхню штучних зубів і посипається наждачним порошком. Після висихання лаку проводиться гіпсування моделі в

кювету звичайним способом. Наждачний порошок, фіксований у лаці, забезпечує хорошу ретенцію штучних зубів в гіпсовій прес-формі, а після проведення полімеризації значно спрощує механічну обробку міжзубних проміжків у готовому протезі.

Розділювальним матеріалом може також служити *силикатний клей*.

#### *Покривні лаки.*

Для виготовлення комбінованих мостоподібних протезів, коли необхідна ізоляція металевого каркаса від пластмаси для збереження її кольору використовують *покривні лаки*. Вимоги: достатня адгезія до металу, хороша ізоляція в тонкому шарі.

#### Представники:

*Покривний лак*. Застосовується для покриття металевих каркасів комбінованих мостоподібних протезів з облицюванням із пластмаси. Він наноситься на поліровану металеву конструкцію до моделювання облицювань з воску. Лак перед використанням треба добре збовтати і наносити чистим сталевим дротиком на поверхню протеза рівним тонким шаром. Після цього покрити лаком металеву конструкцію залишають висохнути на повітрі протягом 15-20 хв. Потім її поміщують на невелику залізну пластинку, розташовану над полум'ям пальника, на відстані 10-15 см. Прогрівання відбувається протягом 10 хв при температурі 120-150 ° С, до повного затвердіння лакової плівки. *Прогрівати лакове покриття безпосередньо над полум'ям не рекомендується*. Найбільш доцільно робити це в сушильній шафі при температурі 110 ° С, протягом 60 хв.

*Лак покривний для зуботехнічних робіт* - суспензія пігментів в кремнійорганічному термостійкому лаку *КО 815*. Як пігмент використані умбра і двоокис титану. Час затвердіння і утворення плівки становить 60 хв.

*Лак покривний ЕДА* застосовують для маскування металевої частини протезів. Він являє собою композит з акрилових співполімерів і епоксидних смол. Випускається у вигляді: лаків розділових *ЕДА-02* і *ЕДА-03*. До складу лаку ЕДА-02 входять: порошок різних кольорів і 2 рідини. Порошок складається із дрібнодисперсного метилметакрилату, пластифікованого в період полімеризації



10 % дибутілфталатом – 31 %, 3-3,5 % - перекису бензоїлу, 65 % - двоокису титану і 0,3 % - жовтого пігменту (крону свинцевого). Дві рідини (стабілізований метилметакрилат з епоксидною смолою). Має добру липкість до металу і пластмаси. Матеріал має велику адгезивну міцність - 2,9 МПа (30 кгс/см<sup>2</sup>). *Лак ЕДА-03* відрізняється від попереднього тим, що порошок має 6 кольорів, достатньо близьких

до кольору порошоків-дентинів *Синма-М* та *Синма-74*, що забезпечує кращі естетичні властивості незнімних зубних протезів. Час затвердіння лакової плівки становить 8-10 хв.

Теплостійка паста *Термостоп «Вего»* (Німеччина). Використовується для реставрації бюгельних протезів у випадку, коли проводиться паяння або зварювання елементів його каркаса. Даною пастою закриваються найближчі до

місця паяння фрагменти пластмасового базису і зуби.

Ця паста захищає полімерні елементи цих протезів від високих температур зварювання чи паяння.

До групи покривних матеріалів також можна віднести *світлополімерне лакове ізоляційне покриття* поверхні базису знімного пластинкового протеза.

#### *Лаки компенсаційні*

Застосовують при виготовленні суцільнолитих зубних протезів для часткової компенсації усадки металу, а також для створення проміжного шару на гіпсовій моделі кукси зуба з метою утворення дистанційного зазору під фіксуючий цемент, що фіксує. Лак є в'язкою забарвленою рідиною, яка при висиханні дає безсадкову плівку. Час плівкоутворення - не більше 3 хв. Товщина плівки одного шару - 8-11 мкм. Перед застосуванням флакон струшують. Потім пензликом наносять лак на поверхню гіпсової моделі. Для скорочення часу плівкоутворення гіпсову модель з нанесеним лаком тримають в потоці теплого повітря. За потреби наносять другий шар лаку. На шар компенсаційного лаку наносять ізолюючу рідину для полегшення зняття



воскової моделі.

#### Застосовують: *Компелак, Компелак S.*

Таким чином, покривні лаки можуть застосовуватися в як ґрунт під полімерні облицювання незнімних протезів, ізолюючи і маскуючи металевий каркас. Крім того, вони можуть виконувати термоізолюючу функцію.

#### **Флюси і вибілювачі**

*Флюси (плавні).* Під час твердого паяння деталі, які з'єднуються, нагрівають до високої температури (700-800 °С), що може призвести до утворення на їх поверхні *оксидної плівки*. Це стримує утворенню пористості паяного шва, різко знижує взаємну дифузію сплавів і міцність паяння. *Перед паянням поверхні деталей у місці паяння* необхідно зачистити від оксидної плівки і забруднень. Для цього застосовуються спеціальні речовини - *флюси*. Вони розчиняють оксидну плівку.

#### *Вимоги до флюсів:*

- 1) температура плавлення флюсу має бути нижчою від температури плавлення припою;
- 2) флюс повинен розчиняти оксидну плівку і запобігати її утворенню під час паяння;
- 3) флюс повинен розтікатися на контактних поверхнях у гарячому стані;
- 4) флюс повинен легко зніматися з поверхні шва і деталей, що спаюються після паяння.

*У зубопротезній техніці як флюси застосовують* буру, ортоборатну кислоту, іноді хлорид цинку, каніфоль (для паяння оловом).

*Бура* - безбарвні кристали, що розчиняються у воді й гліцерині. Під час нагрівання до температури 400 °С повністю втрачає воду, а за температури 700 - 740 °С плавиться і стає прозорою склоподібною масою, яка добре розтікається і покриває тонкою плівкою поверхні, які спаюють.



Буру на місце спаявання наносять різними способами (у вигляді розчину, кашки, порошку або разом із підігрітим припоєм). Однак її треба наносити на не дуже нагріті поверхні, оскільки на них ще не встигає утворитися оксидна плівка. Це особливо важливо під час паяння сталевих деталей, бо оксидну плівку на поверхні сталі бура не

розчиняє, а тільки запобігає утворенню нової плівки.

Крім того, повільне підігрівання бури сприяє повільному звільненню від кристалічної води (дегідратації) без утворення бульбашок (піни). Швидке нагрівання бури сприяє утворенню бульбашок, які зміщують припій з місця паяння, а на ділянках здуття (спінення) бури іноді утворюється окалина, що перешкоджає міцному з'єднанню деталей. Крім того, спостерігається утворення твердих крупинок на місці шва, які потім важко зняти.

Склоподібну масу бури знімають із поверхні протеза шляхом травлення розчином кислот (нітратної, хлоридної), що негативно впливає на поверхню металу протеза. Щоб уникнути цих недоліків, К.Х. Красильников запропонував флюс такого складу: борний ангідрид – 35 %, калію фторид – 42 %, бористоводневий калій – 23 %. Цим флюсом можна користуватися під час паяння як золотоплатинових, так і хромонікелевих сплавів. Як вибілювач при застосуванні цього флюсу використовують 5 % розчин лимонної кислоти (кип'ятити 2 - 3 хв), яка не має негативного впливу на метал.

Ортоборатна кислота ( $H_2BO_3$ ) - безбарвні лускоподібні кристали. Вона легко розчиняється в гарячій воді і спирті, а в холодній воді - у співвідношенні 1 частина кислоти на 25 частин води. Порівнюючи із бурою ортоборатна кислота виявляє меншу здатність розчиняти оксидну плівку і запобігати її утворенню на поверхні металів. Тому вона застосовується рідше.



Її використовують як флюс у зубопротезуванні в комбінації з іншими речовинами.

Наприклад: 1) ортоборатна кислота – 50 %, фторид кальцію -50 %; 2) ортоборатна кислота – 35 %, порошкоподібна зневоднена бура – 55 %, діоксид силіцію – 10 %.

Цей флюс застосовують під час паяння деталей із золотоплатинових сплавів, міді чи латуні срібними і срібно-кадмієвими припоями. Діоксид силіцію в таких випадках забезпечує добру в'язкість припою.

Хлорид цинку - протравлена цинком концентрована хлоридна кислота.

Застосовується під час м'якого паяння оловом, олово-цинковими припоями як флюс. Має вигляд прозорого концентрованого розчину.

*Каніфоль* - суміш смоляних кислот, що утворюються під час виготовлення скипидару з деревини хвойних порід дерев. Це тверда і крихка речовина темного або світло-коричневого кольору. Розм'якшується за температури 60 °С, плавиться за температури 120 °С. Розплавлена каніфоль добре змочує метали, захищаючи їх поверхні від корозії. Тому її широко застосовують під час паяння оловом і лудіння (покриття оловом).



#### *Вибілювачі*

У процесі виготовлення металевих ортопедичних конструкцій сплави піддають термічній обробці, яка підвищує і прискорює окиснення їх поверхні з утворенням *оксидної плівки (окаліни)*. Вона надає поверхні виробу темного непривабливого вигляду. *Окаліна відрізняється від чистого сплаву* більшою твердістю і крихкістю, а інколи вона прискорює корозію металу. *Зняття оксидної плівки (окаліни) з усієї поверхні виробу* створює умови для якісного шліфування і полірування. У промисловості застосовують різні способи видалення *окаліни*: електроерозійний, електрохімічний, електропроменивий, хімічний тощо.

У зубопротезній техніці найчастіше застосовують хімічний метод зняття *окаліни* (шляхом розчинення її водними розчинами кислоти чи сумішами кислот). Для видалення *оксидної плівки використовують* нітратну, хлоридну і сульфатну кислоти.

*Нітратна кислота (HNO<sub>3</sub>)*. Чиста нітратна кислота - рідина без кольору, з різким запахом, димить на повітрі. Густина - 1,56 г/см<sup>3</sup>, кипить за температури 83,8 °С. Добувають нітратну кислоту під час реакції концентрованої сульфатної кислоти з селітрою NaNO<sub>3</sub> або каталітичним окисненням аміаку і розчиненням одержаних оксидів у воді. З водою нітратна кислота змішується в будь-яких пропорціях. Нітратна кислота, яка є в продажу, містить 68 % HNO<sub>3</sub>, її густина становить 1,44 г/см<sup>3</sup>. Ця кислота має велику окисну здатність. Під впливом світла вона легко розкладається на діоксид азоту і воду:  $4\text{HNO}_3 = 2\text{H}_2\text{O} + 4\text{NO}_2 + \text{O}_2$ .



*Нітратну кислоту відносять до найактивніших кислот.*

Вона розчиняє майже всі метали (крім золота і платини).

У зубопротезуванні вона входить до складу сумішей (вибілювачів) для зняття *окаліни* із нержавіючої сталі й хромокобальтових сплавів. У складі царської горілки застосовується для розчинення золота і платини під час афінажу сплавів. 50 % *нітратна кислота застосовується* для хімічного очищення литих металевих деталей (для звільнення їх від залишків формувальної маси). Чиста *нітратна кислота може використовуватися* для афінажу золота методом квартування зі сплавів золота низької проби.

Під час роботи з *нітратною кислотою необхідно суворо дотримуватися правил техніки безпеки*, бо в результаті потрапляння концентрованої нітратної

кислоти на дерев'яні та інші горючі матеріали може виникнути пожежа.



*Сульфатна кислота ( $H_2SO_4$ )* - безбарвна масляниста на вигляд рідина, без запаху. Концентрована сульфатна кислота містить 96,5 %  $H_2SO_4$ . Густина її становить 1,84 г/см<sup>3</sup>, кипить за температури 388 ° С, а за температури - 10,4 ° С перетворюється на тверду кристалічну масу. *Хімічно чиста сульфатна кислота* - це сполука сірчаного ангідриду з водою. *Добувають сульфатну кислоту двома способами:* контактним і камерним. *При використанні контактного способу* сірчистий газ (який утворюється під час

спалювання сірчаного колчедану) за наявності каталізатора під дією кисню перетворюється на сірчаний ангідрид, який при змішуванні з водою утворює сульфатну кислоту. *При застосуванні камерного способу* сірчистий газ у спеціальних камерах піддають обробці діоксидом азоту і одержують сірчаний ангідрид, який під час розчинення у воді перетворюється на сульфатну кислоту.

Сульфатна кислота активно з'єднується з водою, при цьому виділяється тепло (екзотермічна реакція). Цю властивість необхідно враховувати під час змішування її з водою. *Кислоту треба наливати у воду дуже повільно*, тоненькою цівкою, щоб запобігти викиду кислоти з посудини назовні. Сульфатна кислота - дуже активний окиснювач і є одним з найважливіших продуктів хімічної промисловості. *У зубопротезуванні застосовується* в сумішах для зняття окалини.

*Хлоридна кислота (HCl)* - безбарвна рідина з різким запахом хлороводню.



Добувають кислоту під час реакції сульфатної кислоти з кухонною сіллю (KаCl). Утворений газ – хлороводень, розчиняють у воді. Синтетичну хлоридну кислоту отримують спалюванням водню у струмі хлору. Хлороводень, що утворився, поглинається водою, це і є *хлоридна кислота*. Концентрована хлоридна кислота містить близько 37 % HCl. Її густина становить 1,19 г/см<sup>3</sup>. Технічна хлоридна кислота забарвлена домішками, найчастіше має жовтуватий колір і близько 27,5% HCl. Синтетична хлоридна кислота містить 31 % HCl.

Під час нагрівання розчину кислоти, який містить 20,2 % хлороводню, випаровуються одночасно хлороводень і вода. При більших концентраціях хлороводню спочатку випаровується саме він (до концентрації 20,2 % HCl), а при малих концентраціях HCl спочатку випаровується вода. Однак (залежно від тиску) ця закономірність може бути порушена. Хлоридна кислота легко вступає в реакцію з багатьма металами, утворюючи солі. Широко використовується в різних галузях народного господарства для добування різних солей, у металургійній промисловості, під час добування благородних металів, а також у медицині.

*У стоматології хлоридна кислота застосовується* як самостійно для вибілювання виробів із золотоплатинових сплавів, так і як компонент вибілювачів для нержавіючої сталі, хромонікелевих сплавів, а також як складова

частина формувальних сумішей. У складі царської горілки використовується для розчинення золота і платини. Хлоридна кислота, потрапляючи на шкіру, спричиняє опік. Пари кислоти подразнюють дихальні шляхи і слизову оболонку ротової порожнини. Тому роботи з нею необхідно проводити у витяжній шафі, суворо дотримуючись правил техніки безпеки.



*Ортофосфатна кислота* ( $H_3PO_4$ ) - безбарвні прозорі кристали, що плавляться за температури  $42,3^\circ C$  і добре розчиняються у воді. Добувають ортофосфатну кислоту кип'ятінням метафосфатної кислоти з водою або окисненням червоного фосфору нітратною кислотою. Ортофосфатна кислота входить до складу цементів (рідина), які застосовуються в стоматологічній практиці, а також протравлювачів дентину та емалі, які використовують під час пломбування зубів.



*Лимонна кислота* ( $C_6H_8O_7 \cdot H_2O$ ) - безбарвні кристали, які добре розчиняються у воді і спирті. Широко застосовується в харчовій промисловості й медицині. У зубопротезній техніці були спроби використати лимонну кислоту як вибілювач (у 5 % концентрації) і протравлювач емалі.

Для вибілювання ортопедичних конструкцій із сплавів золота застосовують 30-40 % водний розчин хлоридної кислоти. Виріб нагрівають до червоного кольору, кладуть у посудину з розчином хлоридної кислоти і закривають кришкою. Через 1-2 хв виріб виймають і промивають проточною водою. Срібно-паладієві сплави вибілюють у 10-15 % розчині хлоридної кислоти.

*Вироби з нержавіючої сталі й хромонікелевих сплавів вибілюють сумішами кислот такого складу:*

- 1) сульфатна кислота – 22 %, хлоридна – 44 %, вода – 34 %;
- 2) нітратна кислота – 6 %, хлоридна – 47 %, вода – 47 %;
- 3) нітратна кислота -10 %, хлоридна – 5 %, вода – 85 %.

*Сталеві вироби кип'ятять у цих розчинах від 0,5 до 2 хв залежно від товщини оксидної плівки. Якщо оксидна плівка досить товста, то її розчиняють у два етапи. На 1-му етапі її протравлюють, тобто кип'ятять 1-2 хв у розчині № 1 (сульфатна кислота – 23 %, хлоридна кислота – 27 % і вода – 50 %). По закінченні протравлювання деталей виймають із розчину, промивають водою, знімають окалину і переходять до 2-го етапу вибілювання. Деталь кладуть у розчин № 2 (сульфатна кислота – 10 %, натрієва селітра – 2 %, вода – 88 %) і витримують у нагрітому стані в розчині до температури 50-60 °C протягом 10 хв, потім деталь виймають, промивають водою і висушують.*

*Для ослаблення дії вибілювача на поверхню металу іноді застосовують інгібітори, які поглинаються поверхневим шаром металу активніше, ніж кислоти, що входять до складу вибілювача. Таким чином, вплив кислоти на метал частково або повністю вивільняється.*

### **Висновки**

Знання показань до використання допоміжних матеріалів, властивості формувальних, дублюючих, покривних матеріалів, флюсів, вибілювачів, легкоплавких сплавів, фактори, що впливають на ефективність їх технологічного застосування та засоби для здійснення цих маніпуляцій, а також розуміння різниці їх структурного складу, допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

У наступній лекції ви ознайомитеся з характерними властивостями, класифікацією, складом та призначенням фіксуючих матеріалів для тимчасової та постійної надійної фіксації різних видів незнімних протезів.

### **7. Матеріали для активізації студентів під час викладання лекції**

#### **Запитання**

1. Класифікація формувальних матеріалів.
2. Фізико-механічні властивості формувальних матеріалів.
3. Вимоги до формувальних матеріалів.
4. Формувальні матеріали для виготовлення вогнетривких моделей.
4. Дублювальні маси, їх характеристика.
5. Легкоплавкі сплави, їх характеристика.
6. Покривні та розділювальні матеріали, їх характеристика.
7. Флюси, їх характеристика.
8. Вибілювачі, їх характеристика.

#### **Тести**

### **1. Під час яких процесів застосовують формувальні матеріали?**

- A. пресування
- B. вибілювання
- C. литва
- D. кування
- E. штампування

(правильна відповідь: C)

### **2. Які формувальні маси застосовують для виготовлення вогнетривких моделей?**

- A. «Силаур», «Бюгеліт», «Формоліт»
- B. «Експонента», «Аурит», «Силамін»
- C. «Силамін», «Силаур», «Формоліт»
- D. «Кристосил», «Експонента», «Аурит»
- E. «Бюгеліт», «Кристосил», «Силамін»

(правильна відповідь: E)

### **3. Для дублювання вогнетривких моделей при виготовленні суцільнолитих, дугових (бюгельних) протезів використовують:**

- A. «Ізокол-69»
- B. «лак АЦ - 1»
- C. покривні лаки
- D. «Дентакол»

(правильна відповідь: D)



**4. Який ізоляційний матеріал застосовують для розділення пластмаси і гіпсу?**

- A. Рідке скло
- B. Колоїдний розчин альгінату натрію
- C. Гідролізований етилсилікат

D. Силікодент

E. Розділювальний лак

(правильна відповідь: D)

**5. Час затвердіння та плівкоутворення покривного лаку для зуботехнічних робіт становить:**

- A. 30 хв
- B. 60 хв
- C. 25 хв
- D. 10-20 хв
- E. 5-10 хв

(правильна відповідь: B)

**6. Сепараційний лак використовують для:**

- A. маскуванню металевих деталей протезу
- B. утворення гладенької поверхні відливка
- C. міжзубної сепарації
- D. ізоляції пластмаси від гіпсу прес-форми
- E. компенсації усадки під час лиття

(правильна відповідь: C)

**7. Що є метою вибілювання зубних протезів після паяння?**

- A. підвищення корозійної стійкості
- B. підвищення естетичності
- C. створення умов для полірування
- D. видалення окалини
- E. усунення нерівностей припою

(правильна відповідь: D)

**8. Яким способом найчастіше вибілюють металеві зубні протези?**

- A. електронно-променевим
- B. електромеханічним
- C. фізичним
- D. термічним
- E. хімічним

(правильна відповідь: E)

**9. Яка мета застосування флюсів?**

- A. прискорити процес паяння
- B. знизити температуру плавлення припою
- C. захистити поверхні, які спаюються від окислення
- D. зміцнити шов
- E. поліпшити текучість припою

(правильна відповідь: C)

**10. До флюсів відносять такі речовини:**

- A. польовий шпат, каолін

- В. ортоборатну кислоту, буру
  - С. буру, сульфатну кислоту
  - Д. липкий віск, крейду
  - Е. ортофосфатну кислоту
- (правильна відповідь: В)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції:** *«Формувальні матеріали. Маса для виготовлення вогнетривких моделей. Легкоплавкі метали. Розділювальні та покривні матеріали. Флюси і вибілювачі».*

#### Література

1. Опейда Й, Швайка О, укладачі. Глосарій термінів з хімії. Дон.: Вебер; 2008. 738 с.
2. Лютий РВ, Гурія ІМ. Формувальні матеріали: підручник для студентів спеціальності 136 «Металургія», освітньої програми «Комп'ютеризовані процеси лиття». Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; 2020. 257 с.
3. Darvell BW. Materials Science for Dentistry. 10th ed. Woodhead Publishing; 2018. 842 p.
4. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС. Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс; 2004. 288 с.
5. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 233 с.
6. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 163-174.
7. Von Fraunhofer JA. Dental Materials at a Glance (At a Glance (Dentistry)). 2nd ed. Wiley-Blackwell; 2013. 128 p.

**Матеріали для самопідготовки по темі наступної лекції:** *«Матеріали для фіксації. Загальні вимоги для фіксаційних матеріалів. Вибір матеріалу для фіксації. Фіксаційні цементи».*

#### Запитання

- класифікація матеріалів для фіксації
- загальна характеристика матеріалів для фіксації незнімних конструкцій
- вимоги до матеріалів для фіксації елементи, їх склад, властивості
- цинк-оксид-евгенольні цементи, властивості, технологія застосування
- хелатні цементи
- цинкфосфатні цементи, властивості, технологія застосування
- полікарбоксилатні цементи, властивості, технологія застосування
- склоіономерні цементи, властивості, технологія застосування
- композити для фіксації незнімних конструкцій
- компомери.

#### Література

1. Король МД, Оджубейська ОД. Цементи для фіксації незнімних протезів. Вінниця: Нова книга; 2006. 96 с.

2. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
3. Misch C. Principles of Fixed Implant Prosthodontics. Dental Implant Prosthetics. 2nd ed. Mosby; 2015. doi: 10.1016/B978-0-323-07845-0.00026-9.
4. Sorrentino R, Ruggiero G, Toska E, Leone R, Zarone F. Clinical Evaluation of Cement-Retained Implant-Supported CAD/CAM Monolithic Zirconia Single Crowns in Posterior Areas: Results of a 6-Year Prospective Clinical Study. Prosthesis. 2022; 4: 383-393. doi: 10.3390/prosthesis4030031
5. Rusen E, Mărculescu B, Butac L, Zecheru T, Miculescu F, Rotariu T. Acrylic cements for dental prosthetics. Journal of Optoelectronics and Advanced Materials. 2008; 10: 3436-3441. 267
6. Nicholson JW, Swift Jr. EJ. Compomers. JERD. 2008; 20(1): 3-4. doi: 10.1111/j.1708-8240.2008.00141.x
7. Ghodsi S, Arzani S, Shekarian M, Aghamohseni M. Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. J Clin Exp Dent. 2021; 13(11): e1154-e1161. doi: 10.4317/jced.58671.

**Тема №11:** *Матеріали для фіксації. Загальні вимоги для фіксаційних матеріалів. Вибір матеріалу для фіксації. Фіксаційні цементи.*

**Тривалість:** 2 години.

### 1. Науково-методичне обґрунтування теми

Завданням сучасної ортопедичної стоматології є впровадження технологій і нових матеріалів у дентальну практику, що дає змогу забезпечити найбільш ефективне та повноцінне ортопедичне лікування. Для незнімних конструкцій дуже важливим є їх якісна постійна фіксація. У клініці ортопедичної стоматології матеріали для фіксації незнімних конструкцій постійно оновлюються та вдосконалюються. Вони відносяться до групи допоміжних матеріалів і є певні вимоги до їх клінічних та технологічних властивостей. На сьогодні є широкий спектр матеріалів для надійної фіксації різних видів незнімних протезів. Однак, можна констатувати той факт, що єдиної класифікації таких матеріалів не має. Найпоширенішими на сьогодні є різні види цементів (особливо полікарбоксилатних та склоіономерних), композити і компомери.

Численні пропозиції ринку стоматологічних матеріалів інколи ставлять лікаря в скрутне становище при виборі матеріалу. Важливими характеристиками при виборі матеріалу для фіксації є його адгезивність до тканин зуба, індиферентність, високі параметри міцності. У нових фінансово-економічних умовах важливим є і відповідність ціни та якості матеріалу. Тому необхідно звертати увагу на комплектацію матеріалу, його призначення та інші характеристики.

### 2. Навчальні цілі лекції

Ознайомлення студентів із допоміжними матеріалами для фіксації незнімних ортопедичних конструкцій, їх класифікацією ( $\alpha=1$ ) із викладенням наступних положень:

- групи матеріалів для фіксації незнімних зубних протезів
- вимоги до матеріалів для фіксації.

Ознайомити студентів із основними характеристиками фізико-механічних, хімічних та біохімічних властивостей матеріалів для фіксації незнімних конструкцій ( $\alpha=2$ ).

Ознайомити студентів із принципами вибору матеріалу для фіксації незнімних протезів та технологією їх застосування:

- підібрати цемент для фіксації в конкретному випадку;
- замішувати цемент для фіксації;
- підготувати опорні зуби перед фіксацією незнімного протеза;
- зафіксувати незнімну конструкцію цементом.

Викласти основні передумови застосування різних видів матеріалів для фіксації у конкретних клінічних ситуаціях ( $\alpha=3$ ).

### 3. Цілі розвитку особистості майбутнього фахівця (виховні цілі)

Використання арсеналу етико-деонтологічних прийомів у процесі клінічного обстеження хворих та виконанні лікарських маніпуляцій. Обґрунтоване використання широкого спектру матеріалів для фіксації у конкретних клінічних ситуаціях, формування мотивації до професійного підходу при виборі матеріалу.

Розвинути почуття відповідальності у студентів за правильність дій на етапах виготовлення зубних протезів.

Розвиток почуття пріоритетності матеріалів вітчизняного виробництва при вирішенні конкретних лікарських завдань.

Формування у студентів психологічної та фахової готовності до реальних умов професійної діяльності.

### 4. Міждисциплінарна інтеграція:

Дисципліни	Знати	Вміти
<b>Попередні:</b>		
1. Фізика	Фізико-механічні властивості стоматологічних цементів, композитів, компомерів.	
2. Хімія	Хімічний склад допоміжних матеріалів для фіксації незнімних конструкцій	
3. Фізіологія, біохімія	Зміни фізіологічних та біохімічних показників ротової рідини під впливом матеріалів для фіксації	Визначати рН слини, мікроелементний склад ротової рідини
<b>Наступні:</b>		
1. Пропедевтика ортопедичної стоматології	Вплив матеріалів для фіксації на тканини порожнини рота та організм в цілому	Проводити алергологічні проби
<b>Внутрішньо-предметна інтеграція:</b>		
2. Зуботехнічне матеріалознавство	Допоміжні матеріали для виготовлення незнімних конструкцій: склад, властивості, застосування, їх взаємодію із матеріалами для фіксації	Вибрати матеріал для фіксації незнімного протезу з урахуванням конструкційного матеріалу та стану опорних зубів

## 5. План та організаційна структура лекції

№ з/п	Основні елементи лекції та їхній зміст	Тип лекції. Засоби активізації слухачів. Матеріали методичного забезпечення	Розподіл часу
	<b><i>Підготовчий етап</i></b>		5 хв
1.	Визначення актуальності теми	Пункт 1. Навчально-методичне обґрунтування	
	Визначення навчальних цілей лекції	Пункт 2. Навчальні цілі лекції	
	Забезпечення позитивної мотивації	Пункт 3. Навчально-методичне обґрунтування	
	<b><i>Основний етап</i></b>		75 хв.
2.	Викладення лекційного матеріалу за планом: 1. Класифікація матеріалів для фіксації 2. Фізико-механічні властивості матеріалів для фіксації 3. Хімічні та біологічні властивості матеріалів для фіксації 4. Вимоги до матеріалів для фіксації 5. Характеристика цинк-фосфатних цементів, їх застосування 6. Характеристика цинк-силікатних цементів, їх застосування 7. Характеристика та застосування фенолятних цементів. 8. Полікарбосилатні цементи. 9. Склоіономерні цементи 10. Композитні матеріали для фіксації, їх характеристика 11. Компомери	Тематична клінічна лекція з елементами проблемності  - питання 2 рівня  - питання 1 рівня  - питання 2 рівня  - питання 1 рівня  - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, зразки комплектів - питання 2 рівня, проспекти  - питання 2 рівня, проспекти - питання 2 рівня, проспекти - питання 3 рівня, проспекти	
3.	<b><i>Заключний етап</i></b>		10 хв.
1.	Резюме лекції, загальні висновки	Перелік навчальної літератури	
2.	Відповіді на можливі запитання		
3.	Завдання для самопідготовки		

## 6. Зміст лекційного матеріалу (структурно-логічна схема)



### Текст змісту лекції:

Допоміжні матеріали - це матеріали, за допомогою яких виготовляється протез.

*До допоміжних матеріалів відносяться і матеріали для фіксації незнімних конструкцій зубних протезів.*



Перше застосування фіксуючих матеріалів відносять до IX століття до н. е. Як свідчать історичні пам'ятки, індіанці Мая, які заселяли Північну Америку, широко застосовували декоративну інкрустацію зубів із використанням мінералів (бірюза, нефрит, онікс та ін.). Оброблене каміння фіксувалося у спеціально сформованих порожнинах на вестибулярних поверхнях фронтальних зубів. Для забезпечення ретенції каміння у порожнині використовували спеціальні цемнти. На основі спектрографічного аналізу, проведеного у минулому столітті, з'ясовано, що як цемент переважно використовувався фосфат кальцію. Крім того, у залишках цементу виявляли також частинки кремнію.

#### **Класифікація матеріалів для фіксації:**

*За хімічним складом та фізико-хімічними властивостями*

##### **I. Цементи**

1. Цинк-фосфатні.
2. Цинксілікатні.
3. Цинкоскидевгенолові або фенолятні.
4. Полікарбоксилатні.
5. Склоіономерні.

##### **II. Композити.**

##### **III. Компомери.**

##### **IV. Клеї та епоксидні смоли.**

##### *За терміном фіксації*

1. Для тимчасової фіксації.
2. Для постійної фіксації.

#### **Стоматологічні цемнти**

*Стоматологічні цемнти є важливим матеріалом у клінічній стоматології.*

Їх застосовують як прокладку для захисту пульпи, пломбувальні матеріали, а також для фіксації незнімних конструкцій зубних протезів.

*Цементи для фіксації повинні бути достатньо стійкими до впливу середовища ротової порожнини та забезпечувати міцний зв'язок завдяки механічному зчепленню та адгезії. До необхідних властивостей відносяться: висока міцність на розтяг, зсування та стиск, а також достатня жорсткість, щоб витримати напруження на поверхні розділу між штучною коронкою і зубом.*

*Матеріали для фіксації повинні бути адгезивними у вологих умовах відносно твердих тканин зуба, металу, фарфору, пластмаси, тверднути за наявності води або слини, не давати усадку, що порушує крайове прилягання.*



*Важливе значення для успішного застосування цементів має біологічне сумісництво, тому ці матеріали не повинні чинити хімічного впливу на дентин зуба та шкідливої дії на пульпу, поверхню матеріалів, з яких виготовлені незнімні протези.*

*У номенклатурному переліку інструментів та матеріалів, розробленому Міжнародною організацією стандартів (ISO), визначено технічні вимоги щодо матеріалів для фіксації.*

<b>Фізичні властивості</b>	<b>Показники</b>
Товщина плівки	max 25 мкм
Міцність на стискання	min 65 МПа
Показник розчинності та дезінтеграції	max 0,2 %
Робочий час	min 2,0 хв.
Час затвердіння	max 7,5 хв.

*Згідно з Міжнародною класифікацією, цементи розподілені на 8 типів: цинк-фосфатний, силікатний, силікофосфатний, бактерицидний, цинк-евгенольний, полікарбоксилатний, склоіономерний, полімерний.*

*Цементи для фіксації* поділяють на 6 груп:

1. *За терміном дії:*

- для тимчасової фіксації;
- для постійної фіксації.

2. *За хімічним складом:*

- цинк-евгенольний;
- хелатний цемент;
- цинк-фосфатний;
- полікарбоксилатний;
- склоіономерний;
- композитний;
- компомерний.

3. *За компонентами:*

- порошок/рідина;
- паста/паста;
- рідина/рідина.

4. *За способом твердіння:*

- хімічного;
- світлового;
- подвійного;
- ультразвук.

5. *За складом рідини:*

- дистильована вода;
- розчин кислот;
- мономер.

6. *За способом замішування:*

- замішування вручну;
- замішування в капсулах;
- замішування в пістолеті.

Для постійної фіксації незнімних конструкцій зубних протезів найчастіше використовуються *цинк-фосфатні, полікарбоксилатні, склоіономерні та композитні* цементи.

Розглянемо **загальні вимоги** щодо матеріалів для фіксації непрямих реставрацій.

*Біосумісність.* Матеріал для фіксації коронок і вкладок обов'язково контактує з досить великою поверхнею дентину. Тому треба завжди мати на увазі можливість появи підвищеної чутливості або подразнення пульпи зуба. Фіксуючі матеріали створюють основний бар'єр для проникнення бактерій в тканини зуба, тому вони дають хороший результат відновлення, коли крім хорошої крайової герметичності мають і антибактеріальну дію.

*Фіксація.* Основна роль фіксуючих матеріалів полягає в забезпеченні надійного кріплення протеза при відновленні зуба. При використанні цементів на водній основі типу цинк-фосфатного цементу якість фіксації визначається геометричними параметрами препарованого зуба або його порожнини, способом фіксації, а також здатністю проникнення цементу в мікронерівності поверхні дентину, створюючи тим самим мікромеханічні утримання. На жаль, не завжди цього можна досягти, і недостатньо міцне кріплення є основною причиною невдач незнімного протезування. Якщо до механічного кріплення за рахунок мікронерівностей препарованої поверхні зубних тканин додається здатність до адгезії фіксуючих матеріалів, то це може значно підвищити міцність кріплення (ретенцію) протезів, і новостворені методи адгезивної фіксації дозволяють це зробити.

*Механічні властивості.* Тонкий шар фіксуючого матеріалу, розташований між зубом і внутрішньою поверхнею протеза або реставрації, повинен витримувати великі навантаження, які передаються через нього опорним тканинам зуба. Тому для того, щоб матеріал для фіксації не зруйнувався під їх дією, він повинен володіти високою міцністю на розтяг, ударною в'язкістю і втомною міцністю. Важливо досягти щільного крайового прилягання реставрації при мінімальній кількості фіксуючого матеріалу. Незважаючи на те, що тільки дуже маленька поверхня фіксуючого матеріалу залишається відкритою, дуже важливо, щоб цей матеріал був зносостійким. Надмірний знос може призвести до втрати фіксуючого матеріалу по краю відновлення і утворення невеликого жолобка або поглиблення, в якому можуть накопичуватися зубні відкладення із наступним крайовим забарвленням краю коронки.

*Крайова герметичність.* Фіксуючий матеріал повинен забезпечувати надійну крайову герметичність реставрації, щоб запобігти розвитку вторинного карієсу. Ідеальний матеріал для фіксації, що забезпечує герметичність, не повинен розчинятися в ротовій рідині, а отже, такий матеріал повинен мати низьку розчинність в нейтральному і кислому середовищі. Якщо матеріал для фіксації здатний утворювати адгезивні з'єднання з тканинами зуба і з матеріалом протеза, це також покращить надійність фіксації і крайову герметичність.

*Мала товщина плівки.* Важливим показником якості фіксуючого матеріалу є товщина його шару, який повинен щільно заповнити простір між коронкою або

мостоподібним протезом і зубом і, в той же час забезпечити правильне положення при накладанні протеза на місце. Товста плівка фіксуєчого матеріалу може призвести до завищення протеза, або виступати за початкові межі зубного ряду, що відновлюється викликаючи тим самим проблеми оклюзії. Крім цього, товста плівка призводить до поганого крайового прилягання протеза, і більша кількість фіксуєчого матеріалу або цементу виявиться відкритою. Враховуючи те, що деякі фіксуєчі матеріали схильні до розчинення і ерозії в середовищі ротової порожнини, то відкриті ділянки матеріалу по краях протеза будуть розчинятися, що може призвести до накопичення в цих місцях зубних відкладень, фарбування країв протеза і вторинного карієсу.

*Зручність у роботі.* Більшість фіксуєчих матеріалів випускаються у вигляді систем порошок/рідина, які замішуються в певних пропорціях. Ураховуючи великий досвід в застосуванні цих матеріалів, дотримання потрібної пропорції не викликає особливих проблем. Однак, останнім часом з'явилася тенденція, коли для покращення реологічних властивостей вводять більшу кількість рідкого компонента. Це дозволяє матеріалу легко затікати в вузький простір між зубом і коронкою і отримати більш щільне прилягання. Але така довільна зміна співвідношення порошок/рідина може негативно відобразитися на властивостях фіксуєчого матеріалу, і особливо, на його робочому часі та часі твердіння, тому порушувати спосіб застосування матеріалу є недопустимо.

*Робочий час твердіння матеріалу.* Це показники, які потрібні, щоб мати достатньо часу для роботи при виконанні необхідних маніпуляцій для фіксації протеза і, в той же час, твердіння не повинно бути занадто тривалим після припасування протеза на місці. Кращою рекомендацією щодо вибору оптимального співвідношення порошок/рідина є суворе дотримання інструкції виробника, або повністю вирішити цю проблему, застосовуючи для фіксації матеріал у капсульованій формі.

*Рентгенконтрастність.* Використання рентгенконтрастного фіксуєчого матеріалу допоможе клініцисту відрізнити його на рентгенівському знімку від вторинного карієсу, який може виникнути під незнімним протезом. Крім того, рентгенконтрастність полегшить виявлення надлишків матеріалу, що можуть нависати по краю коронки після її фіксації, і особливо на проксимальних поверхнях.

*Естетика.* Естетичні властивості не важливі при фіксації металевих і металокерамічних протезів, але вони набувають серйозного значення при протезуванні зубів з використанням суцільнокерамічних коронок. Для деяких із зміцнених каркасних керамічних матеріалів білий і непрозорий матеріал для їх фіксації цілком прийнятний, але, чим прозоріше стають керамічні протези, тим більшого значення набувають для них оптичні властивості фіксуєчого матеріалу. Це означає, що для таких прозорих реставрацій, як вініри для передніх зубів, будуть потрібні нові фіксуєчі матеріали, що мають відповідний колірний відтінок, кольоростабільність, напівпрозорість і структуру поверхні.

*Клінічне значення.* Практично неможливо створити один універсальний матеріал, який міг би відповідати всім жорстким вимогам до матеріалів для фіксації. З цієї причини на ринку є широкий вибір різноманітних матеріалів цієї групи.

На теперішній час у клініці ортопедичної стоматології для фіксації незнімних конструкцій протезів застосовуються різні види цементів. Забезпечення ретенції, хорошого крайового прилягання, герметичності непрямих реставрацій багато в чому залежить від етапу цементування. Цей етап має важливе значення при досягненні високої клінічної ефективності лікування. Удосконалення цементів нерозривно пов'язане із розвитком ортопедичної стоматології та незнімних конструкцій зубних протезів.

*Розглянемо цементи за терміном дії:* тимчасові та постійні.

**Для тимчасової фіксації використовують:** цинк-оксид-евгенольні цементи, безевгенольні цементи, хелатні цементи.

***Цинк-оксид-евгенольні цементи.***

Цю групу цементів застосовують для тимчасової фіксації штучних коронок, мостоподібних протезів, шин на короткий термін на вітальних зубах, а на зубах із мінімальною товщиною дентину, у чутливих пацієнтів, а також як тимчасовий матеріал для захисту пульпи в глибоких каріозних порожнинах, як підкладку.

*Основною перевагою цієї групи цементів є відсутність подразнюючої дії на пульпу, здатність герметизувати.* Цементи мають об'ємну усадку 0,9 %. Не зважаючи на це вони мають *негативні властивості:* легку розчинність, швидке руйнування під дією ротової рідини, низьку міцність і зносостійкість.

Стоматологічний ринок випускає цементи цієї групи без наповнювача і з наповнювачем.

*Цементи без наповнювача* випускаються у вигляді порошок/рідина. До складу порошку входить практично чистий оксид цинку з незначною домішкою кремнезему. *Наявність 1 % ацетату або сульфату цинку* пришвидшує твердіння. Рідина – це очищений евгенол або гвоздикова олія (85 % евгенолу). *Спирт або оцтова кислота (не вище 1 %)* пришвидшують тужавіння, а *незначна кількість води* додається для реакції твердіння. Оксид цинку й евгенол разом із водою утворюють *евгенолат цинку*. Він легко гідролізується за наявності вологи з утворенням евгенолу і гідроксиду цинку. Саме це зумовлює швидке руйнування цементу під дією ротової рідини. Для досягнення максимальної міцності цементу необхідно співвідношення порошок/рідина 3:1 або 4:1 за достатньо тривалого (до 10 хв) та інтенсивного замішування. Міцність на стиск низька (від 7 до 40 МПа), а на розтяг незначна, розчинність висока – 1,5 %.

Серед представників цієї групи цементів можна виділити: *Воко-Шемп «Voco»* (Німеччина), *Провісцел «Specialites Septodont SA»* (Франція).

*VOCO Temp* – двокомпонентний цемент, що містить гвоздикову олію й оксид цинку, застосовується для тимчасової фіксації незнімних протезів.

*Провісцел* - цемент для тимчасової фіксації, не містить евгенолу. Його



переваги: надлишки легко видаляються при фіксації; формує шар мінімальної товщини, завдяки чому забезпечене оптимальне крайове прилягання тимчасової конструкції та надійна ретенція; забезпечує високий ступінь адгезії до тканин зуба, при цьому тимчасову конструкцію легко зняти; має гіпоалергенні властивості, біосумісність, не викликає побічних ефектів; має антибактеріальну та знезаражуючу дію.

*Цементи на основі цинк-евгенолу з наповнювачем або зміцнені.* Порошок складається з оксиду цинку із додаванням 10-40 % тонкоподрібнених природних (каніфолі) або синтетичних (полімерних) смол і каталізаторів. До складу рідини входять евгенол, розчинні смоли, каталізatori (оцтова кислота), а також протимікробні агенти (тимол). Затвердіння відбувається за звичайною схемою. Полімерні кислоти можуть взаємодіяти із оксидом цинку, зміцнюючи матрицю. Для замішування *потрібно більше порошку*, ніж в інших цементах. *Папір або пластмаса для замішування* цього цементу повинні бути абсолютно сухими. *Порошок додають до рідини невеликими порціями*, енергійно перемішуючи шпателем. Баночки з порошком і рідиною мають бути закриті, а зберігатися в сухому місці.

Зміцнений цинк-оксид-евгенольний цемент має тривалий робочий час (від 7 до 9 хв) в умовах ротової порожнини, тому що для затвердіння потрібна волога. Крім того, час затвердіння збільшується зі зменшенням співвідношення порошок/рідина.

Серед представників цієї групи цементів можна виділити: *Еодент-Рapid* «ВладМіВа» (росія), *Темпро-Ф* «ВладМіВа» (росія), *ЗМент* «Босворт» (США), *Калсинол*, *Калсоген* «Де Трей/Дентсплай» (США) та ін.



*Еодент-Рapid* - цинк-оксид-евгенольний цемент швидкотверднучий використовується як ізолююча підкладка під усі види пломб, крім композитних, для тимчасової фіксації незнімних конструкцій, а також для тимчасового пломбування при лікуванні карієсу. Випускається у комплекті порошок/рідина. Порошок містить оксид цинку, гідроксиапатит, який стимулює регенерацію кісткової тканини, а також рентгеноконтрастний наповнювач. До рідини введений каталізатор. Для приготування швидкотвердіючої пасти на скляній пластині замішують порошок до рідини 4:1 протягом 60 с. Паста зберігає пластичність протягом 1,5 хв, у ротовій порожнині твердіє протягом 4-6 хв. Матеріал має хороше крайове прилягання та низьку розчинність.



*Темпро-Ф* - однорідна дентин-паста білого кольору із запахом гвоздики, м'яти або цитрусових до складу якої входить евгенол. Застосовується для тимчасової фіксації коронок та мостоподібних

протезів. До складу пасти входять сульфат і оксид цинку, що забезпечують якісну тимчасову фіксацію.

Використання пасти не викликає неприємних відчуттів у пацієнтів, має приємний запах. Евгенол, що входить до складу пасти, має легку седативну дію на м'які тканини ротової порожнини, зменшуючи подразнення і знижуючи больові відчуття. Необхідну кількість пасти вносять в коронку або мостоподібний протез, фіксують на зубі, надлишок видаляють тампоном. Час твердіння до 30 хв. Час гарантованої фіксації до 30 діб. Виводиться паста із коронки легко, важелеподібним рухом екскаватора або зонда. Випускається в пластмасових банках по 50 г. Зберігати в сухому місці при температурі від +4 °С до +25 °С.

*Bosworth 3Мent* – цинк-оксид-евгенольний тимчасовий цемент для фіксації провізорних і постійних протезів. Нерозчинний у ротовій рідині. Він добре утримує протез і захищає від проникнення вологи. За необхідності легко знімається. Цемент *3Мent* розфасований у стандартний комплект, що містить один 30 г тубик основи та один 15 г тубик активатора.



*Калсінол* - цинк-оксид-евгенольний цемент, що містить полімерний матеріал, який забезпечує йому високу міцність. В ортопедичній стоматології використовується для тимчасової фіксації незнімних конструкцій.

*Калсоген плюс* - цинк-оксид-евгенольний цемент, який є ідеальним засобом при пломбуванні глибоких каріозних порожнин. Використовується як підкладка при пломбуванні амальгамами і силікатними цементами. Склад цього матеріалу робить його простим у використанні та ідеально адаптується до пацієнта. Містить евгенол, що має седативний ефект, завдяки чому пацієнт не відчуває болю. Легке змішування, хороша хімічна адгезія та теплоізоляція. Використовується, як тимчасовий цемент для вкладок і коронок завдяки його високій стійкості до тиску через полімери, що входять до його складу.



*Темп-Бонд НЕ «Kerr»* (США) - цемент, що не містить евгенолу, призначений для фіксації тимчасових протезів, особливо показаний при алергії до евгенолу. Складається з основної пасти, 50 г якої містить 44 г оксиду цинку, та каталізаторної пасти, 15 г якої містить 14 г поліорганічної кислоти. Пасти замішуються у рівному співвідношенні протягом 30 с. Цементом заповнюється попередньо висушена коронка, протез із зусиллям накладається на опорні, попередньо висушені зуби.



Через 6 хв від початку замішування (або 4 хв після введення в ротову порожнину) видаляються надлишки цементу. Не варто затримувати цю процедуру, тому що матеріал повністю твердне і щільно приклеюється до протеза, слизової оболонки, емалі сусідніх зубів та антагоністів. Зберігати матеріал можна при кімнатній температурі та відносній вологості  $50 \pm 10\%$ .

*Темп-Бонд NE Clear Standard Pack* «Kerr» (США) - тимчасовий цемент подвійного затвердіння на основі штучної смоли, що не містить евгенолу. Містить шприц основної та шприц каталізаторної паст.



Крім того, випускається цемент *Темпбонд NE* в разових дозах. *До його переваг можна віднести:* чудову естетику завдяки високій прозорості; пригнічення бактеріальної мікрофлори завдяки вмісту триклозану; зручність у використанні – автоматичне змішування завдяки шприцу; швидкість полімеризації; висока міцність та еластичність; легкість видалення; виділення фтору.

*ТемпоЦем NE Handmix* «DMG» (Німеччина) - безевгенольний цемент для тимчасової фіксації для ручного замішування. Основою препарату є оксид цинку. До складу входять органічні жирні кислоти, які замінюють евгенол.



Комплект складається із 2 тубициків: основи – 85 г, каталізатора – 25 г. Використовується для тимчасової фіксації тимчасових і постійних коронок, вкладок і накладок, мостоподібних протезів. Матеріал міцно з'єднується з поверхнею зуба та тимчасовою конструкцією, у той самий час легко знімається; контрастує з натуральними зубами, тому залишки легко видаляються за допомогою зонда; цемент створює плівку товщиною близько 20 мкм. Шар матеріалу такої товщини допомагає точно встановити тимчасову реставрацію та міцно її зафіксувати. Тимчасові конструкції захищають оброблений зуб від впливу температур, твердої їжі та кислот, доки не буде виготовлено постійний протез. Вони відновлюють функції зуба, естетичний вигляд і повертають пацієнтові нормальну вимову.

*ТемпоЦем NE Аутомікс* «DMG» (Німеччина) - безевгенольний цемент для тимчасової фіксації із системою автоматичного змішування. У набір входять картридж з пастами та канюлі. Властивості та переваги: універсальний у застосуванні; не інгібує полімеризації композитних матеріалів; оптимальна міцність адгезії та легке видалення тимчасових конструкцій, надлишків матеріалу; безпосереднє внесення; чудове прилягання завдяки тонкій плівці; не підвищує післяопераційну чутливість; захищає пульпу від термічної дії.



Переваги нанесення за допомогою Smartmix: автоматичне змішування та

безпосереднє внесення за допомогою шприца Smartmix без використання диспенсеру, маленькі змішувальні канюлі для мінімізації витрат матеріалу.

*Фригенол «Джи Сі»* (Японія) – пастоподібний безевгенольний цемент у тубах для тимчасової фіксації коронок, мостоподібних протезів і ортопедичних конструкцій. Властивості та переваги: не містить евгенолу та компонентів, що інгібують полімеризацію композитів; короткий час затвердіння; консистенція матеріалу може регулюватися; легко видаляється з поверхонь коронок і протезів.

Спеціальний очищувач додається. Час затвердіння можна змінювати шляхом дозування під час змішування (більше бази - твердне швидше, менше бази - повільніше). Дотримуватися діапазону співвідношення база/каталізатор від 3:2 до 2:3. Якщо матеріал прилипає до зуба чи металу, можна додати вазелін до 25 % від загального обсягу суміші. Упаковка: туба із базою (55 г), туба із каталізатором (20 г), флакон із рідиною (2,5 мл), блок для замішування.

*Релайкс Темп NE «3M ESPE»* - набір безевгенольного тимчасового



цементу, що складається з основної пасти, активатора, каталізатора та блокнота для замішування. Переваги: високий ступінь адгезії до тканин зуба в поєднанні з легкістю видалення тимчасової конструкції. Для полегшення видалення твердість цементу можна знизити, додавши вазелін. При видаленні тимчасової конструкції залишки цементу легко видаляються з тканин зуба (основна маса залишається всередині самої конструкції).

Висока міцність при жувальних навантаженнях. Базова паста/каталізатор змішуються у співвідношенні 1:1. Замішувати треба на блокноті пластмасовим шпателем протягом 30 с, поки суміш не стане однорідною. Наносити тонкий шар цементу і фіксувати під тиском. Надлишки цементу видаляють через 3,5 хв від початку перемішування. Час роботи: 2,5 хв.

### Хелатні цементи.

*Хелатні сполуки* (хелати) (гр. chele - клешня) - комплексні сполуки, в яких ліганд приєднаний до центрального атома металу за допомогою двох або більше ковалентних зв'язків. Для них характерна наявність циклічних угруповань атомів, що включають атом металу. Прикладами є гемоглобін, хлорофіл.

З метою покращення цинк-оксид-евгенольних цементів багатьма фахівцями проводилися дослідження суміші оксиду цинку та інших оксидів із різними рідкими хелатними домішками. Найбільше застосування для фіксації незнімних протезів та підкладок під пломби отримала рідина, що містить ортооксисензойну кислоту (ОЕБ).

Порошком хелатного цементу є переважно оксид цинку, а також від 20 до



30 % оксиду алюмінію чи інших мінеральних наповнювачів. Можуть бути також полімерні підсилювальні домішки, наприклад, поліметилметакрилат. Рідина на 50-66 % складається з ортоетоксидензойної кислоти, інше посідає евгенол.

Механізм затвердіння хелатних цементів недостатньо зрозумілий. Очевидно, він включає утворення хелатних солей між ОЕБ, евгенолом та оксидом цинку. Затвердіння прискорюється під дією тих самих факторів, що й у цинк-оксид-евгенольних цементів. Для отримання оптимальних властивостей слід використовувати високе співвідношення порошку та рідини (приблизно 3,5 г/мл для фіксації та 5-6 г/мл для підкладок). Замішування проводять протягом 2 хв. Час затвердіння в ротовій порожнині становить 7-13 хв.

Товщина плівки для різних марок коливається від 40 до 70 мкм і є достатньою для постійної фіксації. Міцність на розтягування значно нижча, дорівнює приблизно від 3 до 6 МПа. Модуль пружності складає близько 5 МПа.

Ретенція коронок та ортодонтичних апаратів, укріплених за допомогою цих цементів, значно нижча, ніж при використанні цинк-фосфатних цементів. При цьому максимальна міцність цементу досягається через кілька днів після затвердіння.

*Основними перевагами ОЕБ-цементів є легкість замішування, тривалий робочий час, хороша плинність та незначне подразнення пульпи. Міцність і товщину плівки можна порівняти з такими у цинк-фосфатних цементів.*

*До основних недоліків відносяться руйнування в результаті гідролізу під дією ротової рідини, схильність до пластичних деформацій і більш низький опір на розтяг, ніж у цинк-фосфатних цементів.*

Останнім часом широко вивчалися цементи на основі вінілінової кислоти (4-гідроокси-3-метоксидензойна кислота). Вони не мають запаху, відрізняються високою міцністю та низькою розчинністю, сповільнюють полімеризацію вінілу. Ці матеріали використовуються для фіксації вкладок, коронок та мостоподібних протезів, для тимчасового пломбування зубів, а також для підкладок під пломби.

#### *Хелатні цементи із гідроксидом кальцію.*

Цінність гідроксиду кальцію як матеріалу для захисного покриття пульпи зуба, що полегшує утворення репаративного дентину, визнано давно. Вона значною мірою пояснюється його лужним рН і внаслідок цього антибактеріальним ефектом та лізисом протеїну. Хоча є значна кількість водних паст на основі гідроксиду кальцію, вони не дуже зручні для роботи, і висохлі плівки мають тенденцію розтріскуватися.

На початку 1960-х років з'явилися фенолятні цементи, які засновані на реакції твердіння між гідроксидом кальцію та іншими оксидами та ефірами саліцилової кислоти.

Цемент випускається у вигляді двох паст у тубах. Основне його призначення - підкладки для захисту пульпи при глибокому карієсі.

*Провікол «Voco»* (Німеччина) - цемент із гідроксидом кальцію, що не



містить евгенол. Застосовується для тимчасової фіксації незнімних протезів, пломб. Матеріал не викликає алергії, добре фіксує ортопедичні апарати, але легко видаляється. Випускається у тубах у вигляді основної та каталізаторної паст. *Провікол* каталізатор і база змішують у пропорції 1:1. Для цього на блок для змішування із щільного паперу або пластмаси, що не

вбирають вологи, або на скляну пластину наносять однакової довжини смужки базової пасту та каталізатора. Обидві пасту змішують протягом 20 с до отримання однорідної консистенції. Для змішування застосовують шпатель із нержавіючої сталі або пластмаси. Упаковка: 25 г бази, 25 г каталізатора у тубі.

*Провікол Ц* (у катриджі) - безевгенольний цемент з гідроксидом кальцію,



що не впливає на твердіння. Пістолет для змішування VOCO або інший пістолет для змішування використовувати із відповідними для цього конічними насадками. Після розміщення катриджів у пістолеті для змішування знімають заглушку і витискають матеріал до тих пір, поки з обох випускних отворів не подаватимуться однакові порції пасту. Далі закріплюють канюлю для змішування і витискають матеріал повільним рівномірним натисканням на ручку важеля. У канюлі матеріал змішується автоматично і повністю. *Рекомендується* використані канюлі для змішування залишати як заглушки на катриджі та замінювати на нові тільки на момент наступного використання. При заміні канюлі треба перевірити отвір картуша щодо вільної подачі матеріалу. Упаковка: 2 x 65 г у зарядному пристрої, змішувальні канюлі тип 6, 50 штук.

*Провікол КМ* (у шприці) – транслюцентний безевгенольний цемент для



тимчасової фіксації з гідроксидом кальцію. Спосіб приготування. Повернути ковпачок шприца Квік Мікс на 90 ° в канюлі проти годинникової стрілки і зняти його.

Встановити канюлю для змішування тип 10.

Мітки на шприці та канюлі повинні співпадати. Поворотом на 90 ° за годинниковою стрілкою фіксують канюлю. Після витискання матеріал у канюлі змішується і його можна вносити у тимчасову коронку або мостоподібну конструкцію. Упаковка: 5 мл шприц Квік Мікс, змішувальні канюлі тип 10, 50 штук. Спосіб використання. Невелику кількість матеріалу *Провікол* / *Провікол Ц* / *Провікол КМ* (QuickMix) нанести на тимчасову коронку або мостоподібну конструкцію і зафіксувати на підготованому зубі. Кукси зубів не висушувати, а краще трохи змочити водою.

*Провікол* можна обробляти протягом 1,5-2 хв, *Провікол Ц/КМ* – прибіл. 1 хв. Обидва матеріали зв'язуються в ротовій порожнині за 4-6 хв. Надлишок матеріалу усунути через 3-5 хв. Обробку матеріалу *Провікол*, *Провікол Ц*, *Провікол КМ* проводити при нормальній кімнатній температурі (біля 18-25 °С) і вологості повітря (біля 45-55 %). Триваліший час обробки необхідний при нижчих температурах (охолоджена скляна пластина).

*Додаткові вказівки: Провікол/Провікол Ц/Провікол КМ* містить оксид цинку, оксид магнію, гідрооксид кальцію, жирну кислоту, модифіковану каніфоль, парафінову та арахісову олії. Для пацієнтів з алергією перед застосуванням цього матеріалу необхідно ретельно визначити ступінь ризику. Перед тимчасовою фіксацією чутливість кукс зубів можна знизити, застосувавши десенситайзери (напр., *Біфлуорид 12*). Перед остаточною фіксацією необхідно повністю усунути цей засіб (не використовувати евгенольмісних засобів).

**Для постійної фіксації використовують:** цинк-фосфатні, цинк-полікарбоксилатні, склоіономерні, композитні цементи та компомери.

#### ***Цинк-фосфатні цементи.***

Перший *фосфатний цемент* створив *Ostermann* у 1832 р. До складу порошку входив оксид кальцію, а до складу рідини - фосфорна кислота. Перший вдалий *цинк-фосфатний цемент* створив *Ward* у 1880 р., на основі кислотно-основної реакції шляхом змішування оксиду цинку з фосфорною кислотою.

Сучасні цементи були створені в кінці минулого століття і їх рецептура суттєво не змінилася до цього часу.

Порошок цинк-фосфатного цементу «Prime-Dent» (США) має такий склад: 75-90 % ZnO; 5-13 % MgO; 0,05 – 5 % SiO<sub>2</sub>; 0,05- 2,5 % R<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> та FeO<sub>3</sub>).



Рідина - це водний розчин ортофосфорної кислоти, який містить цинк, алюміній та магнію фосфат. Рідину готують шляхом часткової нейтралізації розчину фосфорної кислоти гідратами оксидів указаних металів - цинк, алюміній та магнію фосфат додають до рідини як буфер для зниження швидкості хімічної взаємодії рідини з порошком. Таким чином, вони є регуляторами швидкості твердіння цементу.

Затверділий цемент вміщує мінімальну кількість фосфатної матриці, має більш високу міцність, дає меншу усадку, володіє меншою дезінтеграцією. *Солі алюмінію та магнію додають* до рідини, щоб зменшити тепловий ефект реакції твердіння цементу та усадку, а також подовжити стан пластичності формувальної маси.

*При змішуванні оксиду цинку з водним розчином фосфорної кислоти, поверхневий шар частинок порошку розчиняється* кислотою і спочатку утворюється кислий цинк-фосфат. Після цього відбувається подальша реакція,

при якій, у другій фазі процесу, утворюється гідратований фосфат цинку.

Ця речовина практично нерозчинна і кристалізується з утворенням фосфатної матриці, яка пов'язує разом частинки оксиду цинку що не вступили в реакцію. Реакція дещо екзотермічна, що супроводжується деякою усадкою цементу. Вважають, що *присутність алюмінію в комерційних марках цементу запобігає процесу кристалізації*, утворюючи таким чином скляну матрицю в формі алюмофосфатного гелю. *Наявність магнію*, також стримує кристалізацію. Незв'язана вода утворює глобули в цементі і робить його високопроникним, тому висушений матеріал пористий. Остаточна структура цементу - це частинки, що не прореагували, що складається з фосфатів цинку, магнію і алюмінію.

*Робочий час для більшості марок цинк-фосфатного цементу* при його застосуванні для фіксації становить близько 3-6 хв. Залежно від методики замішування, час твердіння може варіюватися від 3 до 14 хв. Порошок і рідину цементу змішують, додаючи порошок до рідини дрібними порціями, поступово їх збільшуючи. *Збільшення робочого часу і часу твердіння* можна досягти при змішуванні порошку і рідини на більшій площі пластини. Це допомагає відводити теплоту реакції, яка в іншому випадку прискорює твердіння цементу. Навпаки, швидке введення всієї кількості порошку в рідину зменшить як робочий час, так і час твердіння. У результаті буде отримана густа суміш з низьким показником співвідношення порошок/рідина через те, що процес затвердіння почнеться занадто рано. Малий вміст порошку в суміші призведе до низької якості цементу. *Застосовуючи для змішування охолоджену скляну пластину*, можна збільшити робочий час, одночасно зберігаючи час твердіння. Така методика дозволяє ввести в рідину більшу кількість порошку, підвищуючи тим самим міцність і знижуючи розчинність матеріалу. Однак слід проявляти велику обережність при використанні цієї методики змішування, оскільки існує небезпека потрапляння додаткової кількості води в суміш з поверхні пластини або через недостатнє її висушування, або через конденсацію на ній вологи. В обох випадках робочий час буде зменшуватися. Якщо при замішуванні цементу використовувати охолоджене скло та дозоване додавання порошку в рідину, робочий час буде оптимальним.

Процес змішування треба закінчити через 60-90 с. Час твердіння можна збільшити за допомогою так званого способу гасіння рідини, при якому невелика кількість порошку додається в рідину за хвилину до початку основного процесу змішування. Необхідно мати на увазі, що іноді на практиці важко дотримуватися рекомендацій виробника щодо співвідношення порошок/рідина, оскільки існуючі способи дозування компонентів не дуже точні. Рідина зберігається в закритому флаконі. Якщо флакон тримати відкритим, втрата води в результаті її випаровування знизить рівень рН рідини, і вона стане більш концентрованою, що, як правило, призводить до уповільнення процесу твердіння.

У результаті випаровування і втрати води фосфорна кислота почне відділятися від розчину, і рідина набуде каламутного вигляду. У цьому випадку, рідина стає непридатною для застосування.

При використанні цементу як матеріалу для фіксації важливо не дозувати порошок і рідину заздалегідь, поміщаючи їх на скляну пластинку раніше, ніж це необхідно, оскільки вода може випаруватися, і це сповільнить реакцію твердіння. Не слід також залишати надовго змішаний матеріал, бо реакція твердіння починається практично відразу ж після змішування. Якщо пасту залишити на довгий час, її в'язкість може збільшитися до такої міри, що матеріал вже не буде мати необхідної плинності.

Свіжа суміш цинк-фосфатного цементу має показник рН в діапазоні 1,3-3,6. Цей низький показник може зберігатися протягом значного часу, потрібно близько 24 годин, щоб рН досяг нейтрального рівня. Треба пам'ятати, чим більш суміш текуча, тим нижче буде рівень рН, і тим довше часу буде потрібно для досягнення цементом нейтрального рівня рН. Цинк-фосфатний цемент не має антибактеріальних властивостей, це означає, що разом із незначною усадкою при твердінні, він не забезпечить ідеального бар'єру для проникнення бактерій. Таким чином, чутливість пульпи, пов'язана із застосуванням цього матеріалу, може бути зумовлена поєднанням таких властивостей цементу, як усадка при твердінні, відсутність антибактеріальної дії і підвищеною кислотністю в початковий момент, а не тільки однією кислотністю, як це прийнято вважати. Пацієнт може відчувати деякі неприємні відчуття під час процесу цементування. Вони можуть бути зумовлені як низьким рівнем рН цементної суміші, так і осмотичним тиском, який спричинений рухом рідини через дентинні каналці. Як правило, такі відчуття мають тимчасовий характер і зникають протягом декількох годин. Наявність постійного подразнення пульпи може бути спричинена застосуванням занадто рідкої суміші цементу. Процес твердіння цинк-фосфатного цементу вимагає значного часу і протягом перших 24 годин спостерігається істотне виділення магнію з невеликою кількістю цинку. Який біологічний ефект може надати наявність цих різних іонів на навколишні тканини, залишається поки невідомим.

*Механічні властивості матеріалу*, як і всі інші, знаходяться в тісній залежності від співвідношення порошок/рідина в цементі. Міцність на стиск може варіюватися від найменшого показника 40 МПа до 140 МПа. Між співвідношенням порошок/рідина і міцністю на стиск існує лінійна залежність. Протягом перших 10 хв виявляється швидке зростання міцності цементу, яка досягає величини 50 % від кінцевої міцності. Потім вона зростає більш повільними темпами, досягаючи кінцевого показника приблизно через 24 год. Цемент надзвичайно крихкий, про що свідчить його дуже низька межа міцності на розрив, що знаходиться в межах 5-7 МПа. Модуль пружності приблизно дорівнює 12 МПа, що наближається до величини модуля пружності дентину.

*Для гарантії точного припасування* реставрації за допомогою цинк-фосфатного цементу як фіксуючого матеріалу велике значення має його здатність утворювати дуже тонку плівку. Після змішування порошок частково розчиняється в кислоті так, що кінцевий розмір часток порошку, що залишилися в структурі затверділого цементу, коливається від 2 до 8 мкм. Оскільки суміш легко розтікається, можна досягнути товщини плівки менше 25 мкм. Це відповідає цілям цементування, але товщина шару значно залежить від методики змішування, що застосовується.

В'язкість суміші з часом підвищується досить швидко. За пару хвилин вона може вже бути високою, хоча сам матеріал ще досить «керований». Тим не менш, не рекомендується відкладати цементування коронок, оскільки підвищена в'язкість, а отже більш густа суміш, може призвести до істотного потовщення шару цементу і, отже, до незадовільної фіксації реставрації.

*Важливим показником є розчинність цементу, особливо при його використанні як матеріалу для фіксації. Розчинність матеріалу впливає на крайову проникність навколо реставрації, коронки або вкладки, і призводить до проникнення бактерій. Це може як ослабити кріплення реставрації, так і, що більш імовірно, стимулювати розвиток вторинного карієсу. Протягом перших 24 год після затвердіння цемент має високу розчинність у воді, втрата матеріалу може коливатися в межах від 0,04 до 3,3 % (допустима верхня межа 0,2 %). Після цього часу розчинність значно знижується. У цілому, рівень розчинності значно залежить від співвідношення порошку до рідини при змішуванні цементу, і чим вище цей показник, тим стабільніше цемент.*

Завершивши кінцеву стадію затвердіння, матеріал стає слабозчинним у воді, (зберігши здатність до деякого виділення іонів цинку і фосфатів), але залишається чутливим до дії молочної кислоти. Оскільки до остаточного затвердіння проходить певний час, важливо виключити надмірний вплив на цемент ротових рідин.

Довгий час для фіксації широко використовувався цемент *Vicfat*. Його порошок має високий склад ZnO та MgO та модифікований домішок  $\text{V}_2\text{O}_5$ . Оксид вісмуту покращує робочу характеристику цементу: сприяє швидкому зростанню міцності, прискорює твердіння, підвищує його хімічну стійкість. Розчинність *Vicfat* у 2-3 рази менша, ніж інших фосфатних цементів.

Широко застосовуються такі торгові марки *цинк-фосфатних цементів*: *Уніцем* «ВладМіВа» (росія), *Вісцин* «ОО Радуга Р» (росія), *Адгезор* «Спофа» (Чехія), *Фосфатцемент* «Бауер» (Німеччина), *Фосфақан* «Vivadent» (Німеччина), *Poscal* «Voco» (Німеччина), *Текпро* «Tekpro» (Англія), *Zn Phosphate* «PSP Dental» (Англія), *Elite Cement 100* «G.C. Dental Industrial Corp.» (Японія).

*Ці цементи демонструють ряд позитивних властивостей: легко змішуються; володіють добре визначеним твердінням; мають досить високу міцність на стиск; є дешевим продуктом. Легкість в роботі або технологічність, а також їх прийнятні властивості при кріпленні незнімних зубних протезів, зробили цинк-фосфатні цементи дуже популярними матеріалами серед стоматологів-практиків протягом цілого століття.*

*До швидкотверднучих цинк-фосфатних цементів для фіксації незнімних протезів відносять: Segal-B «Galenika» (Сербія), Poscal «VOCO» (Німеччина), Agatos S «Chema» (Польща), DeTrey Zinc «Dentsply» (США), Adhesor «Spofa Dental» (Чехія), Phosphatzement Bayer «Bayer» (Німеччина), Elite Cement 100 «GC Dental Industrial Corp.» (Японія).*

*Cegal-B* – двокомпонентний цинк-фосфатний швидкотверднучий цемент.



Форма: порошок/рідина. Порошок дрібнозернистий, блідо-жовтого кольору. Рідина прозора і безбарвна. Використовується як основа під різні види пломб, як тимчасова пломба, для остаточного пломбування корневих каналів і для фіксації незнімних протезів. Цемент просто готується і легко наноситься на препаровану порожнину або на поліровані поверхні зубів. Адгезивність цементу забезпечує механічний зв'язок із дентином. Малорозчинний. Не пористий, товщина цементної плівки до 25 мкм. Він є відмінним теплохімічним ізолятором без шкідливого впливу на пульпу. Відповідає вимогам стандартів ISO 9917, ISO 10993, ISO. Співвідношення змішування: 1 г порошку: 0,3 - 0,7 мл рідини. Час змішування: максимум 90 с. Час затвердіння від 5 до 8 хв. Зберігати в оригінальній упаковці при температурі від 15 до 30 °С.



*Poscal* – надтонкий цинк-фосфатний цемент, який легко замішується і дуже пластичний. Відноситься до групи стандартних цементів для підкладок і фіксації незнімних протезів. Він випускається у вигляді комплекту порошок/рідина.

*Agatos S* – швидкотверднучий цинк-фосфатний цемент. Складається із комплекту порошок/рідина, поміщених у єдину упаковку. Основним компонентом порошку є оксид цинку, а основним компонентом рідини є ортофосфорна кислота, що при змішуванні у правильних пропорціях утворюють фосфат цинку. Характеристики: Час змішування: близько 1 хв. Тривалість пластичності: макс. 1,5 хв. Час твердіння: 3-6 хв. Цемент відповідає вимогам EN ISO 9917-1. Після затвердіння демонструє високу міцність на стиск і стійкість до розмивання водою, слиною та сполуками, що містяться в їжі. Має короткий час твердіння та малу усадку, а також хорошу адгезію та відносну нешкідливість для навколишніх тканин. Міцність на стиск застиглого цементу складає 50 МПа. Використовується для фіксації коронок, мостоподібних протезів та вкладок.



*DeTreyZinc* – цинк-фосфатний цемент, універсальний. Використовується для



фіксації вкладок, коронок, мостоподібних протезів, ортодонтичних апаратів та внутрішньоротових шин, як прокладка під амальгамні, композитні або силікатні пломбувальні матеріали. Час змішування: 1,5 хв. Час роботи: 2,5 хв. Час твердіння: від 5 до 6 хв для фіксації від 2 до 3 хв для робочого часу.

Товщина його плівки – 10-25 мкм. Точно припасовує коронки, добре ізолює від ротової рідини. Має високу механічну міцність.

*Adhesor* – двокомпонентний цинк-фосфатний цемент. Застосовується для фіксації незнімних протезів. Випускається у вигляді комплекту порошок/рідина, має кольорові відтінки: №1 – білий, №2 – жовтий, №3 – сіро-блакитний, №4 – коричневий. Співвідношення при замішуванні: вагове -1,4 г порошку на 0,5 рідини, тобто 1,4 г порошку на 0,8 г об'ємне рідини - 2 мірки порошку і 5 крапель рідини. Час замішування:



60-90 с. Робочий час (з початку замішування до моменту затвердіння) 3-4 хв. Час затвердіння: (з початку замішування до моменту затвердіння) від 4,5 до 5,5 хв.

*Фосфатний цемент Bayer* – нормальний і швидкотверднучий. Має прекрасні фізичні та хімічні властивості, високу міцність при стиску, низьку розчинність, мінімальну товщину плівки, непроникність для випромінювання, відповідає вимогам EN ISO 9917-1.

*Elite Cement 100* – цинк-фосфатний цемент. Не має собі рівних за своїми фізичними властивостями, такими як міцність, товщина плівки і низька розчинність. Він відповідає специфікації ADA (тип 1, дрібнозерниста) та зареєстрований у сертифікованих списках ADA. Для фіксації вкладок, коронок, мостоподібних протезів. Упаковка: порошок - 35 г, рідина - 30 г.



*Однак, цинк-фосфатні цементи мають такі недоліки:*

- 1) дають усадку;
- 2) мають низьку адгезію до тканин зуба і металу (зв'язок з ними зумовлений тільки шершавістю поверхні);
- 3) мають подразнюючий вплив вільної ортофосфорної кислоти на пульпу зуба та екзотермічність твердіння;
- 4) низька вологостійкість;
- 5) значні зміни в об'ємі при затвердінні.

*Модифіковані цинк-фосфатні цементи.*

Вони можуть бути двох видів: мідні або срібні та фторидні.

*До складу перших входять оксид міді (II) («чорні мідні цементи»), оксид міді (I) («червоні мідні цементи»), йодид або силікат одновалентної міді, фосфат срібла. Вони мають високу кислотність при замішуванні, чим подразнюють пульпу, невисоку міцність і значну розчинність.*



Серед представників цієї групи можна виділити цинк-фосфатний цемент *Argyl*



«Srofa Dental» (Чехія). Випускається у вигляді порошок/рідина чотирьох основних відтінків: білого, жовтого, сірувато-блакитного, коричневого. До складу порошку входять домішки порошкового срібла та відповідних пігментів. Має виразну

бактеріостатичну дію. Застосовується для фіксації незнімних протезів.

За складом другі - *фторидні цементи*. Позитивними якостями цих цементів є поглинання емаллю зуба фториду, що підвищує її мінералізацію. *Але наявність у складі фториду олова* знижує міцність та підвищує розчинність цементу. Серед представників цієї групи можна виділити цинк-фосфатний цемент *Уніфас-2*

У 70-х роках ХХ століття у світовій практиці почали застосовувати новий вид цементів - *полікарбоксилатний*.

### ***Полікарбоксилатний цемент.***

*Полікарбоксилатний цемент* як стоматологічний матеріал уперше створив і застосував *Д. Сміт в 1968 р.* Змішування 40-50 % водних розчинів поліакрилової кислоти з оксидом цинку дозволяє одержати полікарбоксилатні цементи, які мають високу адгезію до зубних тканин, причому величина адгезії з часом не зменшується. Ці цементи випускаються у вигляді білого порошку і прозорої в'язкої рідини. Складові порошку - оксиди цинку і магнію, а рідина є 30-40 % водним розчином поліакрилової кислоти.

*На основі полікарбоксилатних цементів* створені стоматологічні *адгезиви* (*Дурелон, Карлон*), які використовують для прокладок, котрі значно краще, ніж цементи захищають пульпу зуба від хімічних, термічних та бактеріологічних впливів, при цьому мають більш високі показники міцності.

*Основна реакція затвердіння цих цементів* полягає в реакції між оксидом цинку та іонізованим сополімером акрилової та ітаконової кислот. Після змішування порошку і рідини кислота впливає на порошок і викликає виділення з нього іонів цинку. Після цього відбувається утворення поперечних зв'язків. Надлишок оксиду металу відіграє роль посилюючого наповнювача.

Такі наповнювачі, *як окис алюмінію, титанат кальцію або графітне волокно*, збільшують міцність цементу під час розтягування та стиснення, але не змінюють його адгезивних властивостей. Заміна фосфорної кислоти яка входить до складу цинк-фосфатних на органічну полімерну акрилову кислоту дозволяє усунути недоліки цих цементів.

Порівняно з цинк-фосфатними цementsами *реакція твердіння має швидкий перебіг*: необхідно проводити змішування за 30-40 с, щоб залишався достатній робочий час. *В'язкість цих цементів не підвищується настільки швидко*, як у цинк-фосфатних цементів. Крім того, змішаний свіжий цинк-полікарбоксилатний цемент має властивість псевдопластичної рідини, яка виражається в розрідженні суміші під впливом зусиль зсуву при додатковому змішуванні.

Це означає, що хоча матеріал здається дуже густим, однак при введенні ротову порожнину і впливу на нього тиску його плинність цілком відповідає вимогам. Ця властивість цементу не завжди враховується лікарями-стоматологами, які прагнуть до приготування рідшої суміші шляхом зниження співвідношення порошок/рідина, помилково припускаючи, що це надає цементу підвищену плинність. Тим самим значно погіршуючи властивості затверділого цементу. Загалом, чим вище співвідношення порошок/рідина або вище молекулярна маса сополімеру, тим коротше буде робочий час. Для застосування цементу як фіксуючого матеріалу рекомендується співвідношення порошок/рідина 1,5:1 по вазі, яке забезпечує робочий час при кімнатній температурі в межах 2,5-3,5 хв, а час твердіння при 37° С - протягом 6-9 хв. У недавніх розробках цей недолік вдалося усунути завдяки введенню до складу цементів оптимальної кількості винної кислоти. Винна кислота покращує якість цементу, подовжуючи його робочий час, при цьому час твердіння майже не змінюється.

Клінічними спостереженнями показано, що при контакті із твердими тканинами зуба або м'якими тканинами ротової порожнини, цинк-полікарбоксилатні цементі, незважаючи на низький рівень рН (в діапазоні 3-4), не викликають настільки вираженої реакції, як це спостерігається у цинк-фосфатних цементів. Можливо це пов'язано з швидким зростанням рН до нейтрального рівня в процесі твердіння цементу і обмеженою здатністю полікислоти проникати в дентин.

Дослідженнями встановлено, що *цинк-полікарбоксилатні цементі володіють деякими антибактеріальними властивостями*, тобто цей цемент створить більш надійний бар'єр для проникнення бактерій, ніж цинк-фосфатні цементі. До того ж, антибактеріальна здатність цинк-полікарбоксилатних цементів збільшується їх адгезивними властивостями. Ймовірно саме ці фактори є причиною відсутності реакції пульпи на полікарбоксилатний цемент, ніж більш нейтральний рівень рН і підвищена молекулярна маса кислоти, порівнюючи з цинк-фосфатними цементами, у той самий час ці ж чинники можуть давати зниження міцності цементу. Часто в цементі додають фторид олова, що забезпечує вивільнення фториду і наділяє матеріал протикаріозними властивостями.

*Міцність на стиск цементу, що повністю затвердів*, приготованого в консистенції для фіксації, знаходиться в межах 55-85 МПа. Вона залежить від співвідношення порошок/рідина і трохи нижче, ніж у цинк-фосфатних цементів. Міцність на розтягнення трохи вище - близько 8-12 МПа. Модуль пружності близько 4-6 МПа, що майже вдвічі нижче модуля пружності цинк-фосфатного цементу. Як уже згадувалося раніше, цинк-полікарбоксилатні цементі тверднуть досить швидко, і це відбивається на сумарному часі, протягом якого вони досягають своєї максимальної міцності - за 1 год міцність цементу досягає 80 % його кінцевої міцності. Лабораторні випробування показують, що тривале зберігання цементу в воді не має несприятливого впливу на його механічні властивості.

*Як* показали вимірювання, розчинність *цинк-полікарбоксилатних цементів* у воді становить 0,1-0,6 % маси, присутність в складі цементу фториду олова збільшує цей показник. Як і цинк-фосфатні, ці цементи сприйнятливі до кислотного впливу, хоча клінічні спостереження свідчать про те, що така властивість сильно не впливає на їх використання, і ці цементи дають хороші результати в клініці. Різні невдачі в клінічній практиці, як правило, пов'язані з помилками в приготуванні матеріалу, і найчастіше через низьке співвідношення порошок/рідина, коли лікар таким чином прагне збільшити робочий час цементу.

Цинк-полікарбоксилатні цементи *відрізняються* від цинк-фосфатних цементів своєю *здатністю до хімічної адгезії* до емалі та дентину. Механізм цього адгезивного з'єднання такий самий як і у склоіономерних цементів. Якість з'єднання зберігається в умовах *in vivo* та перевершує когезійну міцність цементу, однак обмежується недостатньою міцністю цементу при розтягуванні, яка не перевищує 7-8 МПа. Отримати сполуки цинк-полікарбоксилатного цементу з металевими поверхнями цілком можливо, особливо коли мають справу з литими металевими протезами. У цьому з'єднанні знову присутній адгезивний механізм хімічної іонної взаємодії з поверхнею металу. Адгезія цементу до золотих сплавів дуже невисока, зазвичай таке з'єднання руйнується по поверхні розділу через інертну природу поверхні золотих сплавів.

Зазвичай поліпшення з'єднання, хоча і незначне, досягається за допомогою попередньої піскоструменевої або іншої абразивної обробки поверхні сплаву, що дозволить створити з'єднання за рахунок механічної адгезії. У поєднанні із неблагородними сплавами цемент дає найкращу міцність з'єднання, ймовірно, це пов'язано наявністю на поверхні сплавів оксидного шару, який постачає необхідні іони металу. Міцність з'єднань не особливо висока через низьку когезійну міцність самих цинк-полікарбоксилатних цементів.

Внаслідок проведених у нашій країні досліджень був розроблений вітчизняний зразок полікарбоксилатного цементу (ПКЦ) ХЗПМ «Стома», Харків, який відрізняється від звичайних мінеральних цементів меншою розчинністю, кращими біологічними властивостями, а головне - наявністю адгезії до твердих тканин зуба, яка не знижується у вологих умовах.

Властивості *полікарбоксилатного цементу* відрізняються від традиційних матеріалів тим, *що вони виявляють адгезію до зубних тканин* завдяки хімічному зв'язку карбоксилатних тканин та протейном дентину.

Створений комплекс полікарбоксилатного цементу з протейном обмежує мінімальну дифузію та провідність у дентинних трубочках, створюючи собою фізіологічний бар'єр пульпи. Склад: порошок, який є модифікованим окисом цинку, рідина – водний розчин поліакрилової кислоти. Застосовується для фіксації вкладок, різних видів коронок, невеликих мостоподібних протезів, ортодонтичних апаратів, як підкладка під постійні пломби з амальгами та композитів.

Матеріал не має подразнюючої дії на пульпу зуба, тому що при затвердінні його рН швидко наростає і стає нейтральним.

Здатність поліакрилової кислоти утворювати з протейном тканин зуба комплекси та її висока молекулярна маса обмежують дифузію в тканини та дентинні каналці, тому матеріал не викликає больових відчуттів при фіксації коронок і мостоподібних протезів. Має високу адгезію до твердих тканин зуба й основних конструкційних матеріалів (золотих сплавів, фарфору, металокераміки тощо) і низьку розчинність.

Представниками *полікарбоксилатних цементів* є: *Полікарбоксилатний цемент* «Стома» (Україна), *Белокор* «ТОО ПНП» (росія), *Адгезор Карбофаин* «Спофа-Дентал» (Чехія), *Aqualox* «VOCO» (Німеччина), *Carbofo*, *Текпро* «Текпро» (Англія), *Durelon Powder* «ESPE» (Німеччина), *Доріфікс-С* «ДоріДент» (Австрія), *Селфаст қорф* «Септодонт» (Франція) та ін.

*Adhesor Carbofine* – цинк-полікарбоксилатний цемент, у якого відсутня



пдрознявальна дія. Використовують як підкладковий матеріал під амальгамні та композитні пломби, для фіксації невеликих незнімних протезів. Має природну адгезію до твердих тканин зубів. *Змішується у таких пропорціях*: 2 мірки порошку (1,8-2,2 г) на 5 крапель рідини (1 г).

Порошок додається до рідини двома порціями впродовж 30 с. Час оброблення становить приблизно 2 хв за температури 23 ° С і 60 % відносної вологості. Час затвердіння приблизно 5-8 хв.

Полікарбоксилатні цементи *Carbofo*, *Aqualox* і *Durelon Powder* замішуються на воді, тому що поліакрилова кислота міститься у порошку.



*Carbofo* - цинк-полікарбоксилатний цемент. Надтонкий порошок, що має гарні фізичні та хімічні властивості. Універсальний набір відтінків та низький вміст кислоти дозволяють використовувати його для прокладок та фіксації ортопедичних конструкцій. Форма випуску: комбіупаковка 50 г порошку та 20 мл рідини.



*Aqualox* - цинк-полікарбоксилатний цемент. Використовується для прокладок та фіксації незнімних ортопедичних та ортодонтичних конструкцій. Добре з'єднується з дентином і завдяки малому вмісту кислоти не викликає подразнення пульпи.

Він має хороший протикислотний захист, відмінні фізичні властивості, стабільний. Форма випуску: порошок 50 г з флаконом, що дозує краплі.



*Durelon Powder* – цинк-полікарбоксилатний цемент. Мала товщина плівки оптимізує легке припасування і крайову цілісність коронок і мостоподібних протезів. Має адгезію як до емалі, так і до дентину, зменшує мікропідтікання. Виділяє фтор, для фіксації зі звичайним або швидкотверднучим порошком досягає відносно нейтрального значення рН, що знижує чутливість після цементування. Використовують для фіксації коронок та мостоподібних протезів, а також вкладок/накладок.



*Selfast* - полікарбоксилатний цемент. Показаний як ізолююча прокладка для

лікування карієсу, а також для фіксації всіх видів незнімних протезів. Властивості: відмінно взаємодіє з дентином та металами; велика твердість із підвищеною гнучкістю; фізіологічна нейтральність; стабільність розмірів після затвердіння; час затвердіння мало змінюється залежно від температури та вологості. Він добре

взаємодіє з металами, тому відразу ж після замішування шпателем із нержавіючої сталі останній необхідно ретельно очистити. Суміш можна використовувати доти, доки вона блискуча. Форма випуску: коробка, яка містить 1 флакон (60 г) порошку, 1 флакон (40 мл) рідини, 1 блок для замішування, 1 ложка до дозування.

*Полікарбоксилатні цементи мають наступні переваги:*

- З'єднуються як з емаллю і дентином, так і з деякими металевими литими реставраціями;
- Мають слабку подразнювальну дію.
- За міцністю, розчинністю та товщиною плівки для фіксації можна порівняти з цинк-фосфатних цементом;
- Мають антибактеріальну дію.

*У той самий час вони мають і недоліки*

- Властивості цементу залежать від методики роботи з ним;
- Короткий робочий час і тривалий час затвердіння;
- Необхідно дотримуватися методики роботи з матеріалом для забезпечення адгезивного зв'язку;
- Обмежений час для видалення надлишків цементу і труднощі при їх видаленні. Якщо до видалення надлишків матеріалу приступають занадто рано, а матеріал все ще знаходиться в еластичному стані, може порушитися крайова герметичність, у той самий час, якщо відкласти цю процедуру на довгий час, то видалити надлишки цементу буде дуже важко через їх міцне з'єднання з емаллю зуба, що привело до пошуків та створення нової групи стоматологічних цементів - *скажіономерних*.

### ***Скклоіономерні цементи.***

Перший *скклоіономерний цемент ASPA* був виготовлений фірмою «ID Caulk» (США) в 1971 р., який вперше описав *Wilson A.D.*

*Скклоіономерні цементи були створені шляхом об'єднання властивостей силікатних та поліакрилових систем.* Застосування кислотореактивного скла дає прозорий цемент, який використовують для фіксації незнімних конструкцій, а також як пломбувальний матеріал.

*Порошок скклоіономерного цементу* складається із тонкого полімерного скла фторсилікату кальцію та алюмінію з розміром частинок 40 мкм для пломбувальних матеріалів та 25 мкм для цементування.

Матеріал однієї з марок (*Zionomer Ziner*, «Den-Mat Corp.») містить оксид цинку. До складу порошку цементу *Ketoc-Silver*, «Premier/Premier-ESPE») входить срібло, що збільшує міцність матеріалу.

*Рідина* - це 50 % розчин співполімеру поліакрил-ітаконової або іншої полікарбонатової кислоти, містить 5 % винної кислоти. У деяких матеріалах співполімер додають до порошку, а розчин вміщує винну кислоту; в іншій - усі інгредієнти входять до складу порошку, а рідина складається із води.

*Під час змішування поліакрилова та винна кислоти взаємодіють із склом,* вилучаючи з поверхні іони кальцію та алюмінію, утворюючи поперечні зв'язки, перетворюють полікислотні молекули в гель. Винна кислота збільшує робочий час, сприяє швидкому твердінню матеріалу, утворюючи комплекси з іонами металів.

*Подовжений робочий час забезпечує більшу плинність матеріалу і покращує якість фіксації* коронки або іншого протеза. Однак, як тільки матеріал починає тверднути, його в'язкість збільшується і відповідно він втрачає текучість. Таким чином, надзвичайно важливо, щоб змішування цементу і фіксація коронки завершувалися протягом 2 - 2,5 хв, бо після цього часу матеріал стає жорстким, а товщина плівки збільшується. Вибір матеріалу з коротким або подовженим робочим часом залежить від уподобань лікаря і досвіду його роботи із скклоіономерними цементами.

Деякі новостворені модифікації скклоіономерних цементів, як вважають, не потребують захисного покриття поверхні завдяки більш високій швидкості затвердіння. Показник розчинності цементу, виміряний через 7 хв за кількістю компонентів, що перейшли в водний розчин, знижувався приблизно з 2 % для звичайних скклоіономерних цементів і до 1 % для цементів, що розчиняються водою. Цей показник міг досягати навіть менших значень для цементів на основі малеїнової кислоти. Хоча все-таки бажано застосовувати захист цементу в початковий період, тому що проблема кислотної ерозії для цих матеріалів зберігає свою актуальність. У будь-якому випадку для цих матеріалів потрібен якийсь час для повного остаточного затвердіння.

*Позитивні властивості скклоіономерних цементів:*

- мають добрий зв'язок з емаллю та дентином зуба, - не розчиняються в ротовій рідині,
- володіють високим опором до стирання,

- мають добру адгезію до металів.

Завдяки удосконаленню склоіономерних цементів ступінь фіксації був збільшений, дуже низький процент вторинного карієсу. *Dennis C. Smith* вважає, що причиною цього феномена є виділення даними матеріалами фтору, який є побічним продуктом реакції твердіння.

Цемент для протезування *3M Vitremer* доповнює лінію склоіономерів із вмістом модифікованої пластмаси. Цей матеріал рідший за *Vitremer* або *Vitrebond* і рекомендується для фіксації металевих та металокерамічних коронок і мостоподібних протезів. Він не є матеріалом світлового твердіння. Його найважливіша перевага - надзвичайно низька розчинність у ротовій порожнині (фактично нульова), якщо вимірювати згідно із стандартизованим ерозійним тестом ISO.

*Залежно від хімічного складу та механізму затвердіння склоіономерні цементи поділяються на дві групи: традиційні (класичні) і гібридні.*

*За формою випуску розрізнять наступні склоіономерні цементи: порошок/рідина, порошок, капсули, паста.*

1. *Порошок/рідина. Порошок* – дрібно помелене алумофторсилкатне скло із усіма необхідними добавками, *рідина* – водний розчин співполімеру карбонових кислот із додаванням 5 % розчину винної кислоти.

Замішування проводиться суворо за інструкцією. Склоіономерні (традиційні) цементи замішують на сухій гладкій поверхні скляної або спеціальної паперової (планшетки) при температурі в робочому приміщенні 18-23 ° С. Необхідну порцію порошку ділять зазвичай на дві рівні частини. Спочатку першу частину порошку вносять у рідину, замішують протягом 15-20 с до одержання однорідної маси, потім до неї додають іншу частину порошку і весь матеріал замішують до одержання однорідної маси з глянцевою поверхнею. У середньому час замішування становить 30-45 с.

*Процес затвердіння проходить три фази: розчинення, загущення і остаточне затвердіння.*

*Розчинення* (або гідратація, виділення іонів, вилуговування іонів): кислота реагує з поверхневим шаром скляних частинок екстрагуванням іонів алюмінію, кальцію, фториду натрію. Водневі іони (протони) полікарбонатової кислоти дифундують у скло та забезпечують вихід катіонів металу. *Загущення* (або первинне гелеутворення, початкове, нестабільне затвердіння) триває близько 7 хв. Відбувається поперечне зшивання (з'єднання) молекул полікислот іонами кальцію. *Остаточне затвердіння* (або дегідратація, дозрівання). Відбувається поперечне зшивання молекул полікислот іонами тривалентного алюмінію з утворенням просторової структури полімеру. Фаза затвердіння та дозрівання закінчується через 24 год.

*До цієї групи можна віднести: Meron «VOCO» (Німеччина), Ketac-Cem Radiopaque «3M ESPE», Shelon-Silver «3M ESPE», Zig Silver «Ihde Dental» (Україна), Miracle Mix «GC» (Японія).*

2. *Порошок*. У таких цементах усі компоненти містяться у порошку, замішуються на дистильованій воді. Тому вони отримали назву «*аквацементи*». Полікарбонова і винна кислота входять до складу порошку у вигляді кристалів. У деяких цементах розчин містить тільки винну кислоту, а всі інші інгредієнти - у порошку.

*Їх переваги*: полегшене змішування, зручність транспортування і зберігання, збільшення терміну придатності. *Недолік*: висока початкова кислотність, яка може призводити до вищої постопераційної чутливості, порівнюючи з іншими склоіономерними цементами. До цієї групи можна віднести: *Aqua Meron, Ionofix* «VOCO» (Німеччина), *Ionoscell* «Septodont» (Франція), *Cem Base* «Ihde Dental» (Україна).

3. *Капсули*. Перевагою цієї форми є те, що порошок і рідина у необхідному співвідношенні розфасовані в капсули (із тонкою перегородкою), тому при змішуванні утворюється цемент із оптимальними властивостями. До цієї групи можна віднести: *Zig Silver* «Ihde Dental», *GC Fuji I Capsules* «GC» (Японія), *Ketac-Silver Maxicap* «3M ESPE» (США), *Miracle Mix Capsules* «GC» (Японія).

4. *Паста*. Випускають в тубах або шприцах. *Переваги*: цементи даної форми випуску не потребують замішування, зручні в роботі, твердіють за допомогою галогенової лампи. До цієї групи можна віднести: *GC FujiCem™ Evolve* «GC» (Японія).

*Гібридні склоіономерні цементи* (модифіковані полімером). У гібридних склоіономерних цементів порошок такий самий як і у традиційних. Рідина – водний розчин співполімеру полікарбонових кислот (акрилової, ітаконової, малеїнової), кінці молекул яких модифіковані приєднанням ненасичених метакрилових груп, як у диметилакрилатів композитних пломбувальних матеріалів. У рідині, крім того, наявні винна кислота, НЕМА (гідроксистилметакрилат) і фотоініціатор типу камфорохінону.

Вони мають *переваги* перед *традиційними склоіономерними цементами*: зручність у роботі, швидке твердіння, стійкість до вологи і пересушування, можливість негайної обробки, вища механічна тривкість, довготривалий зв'язок із тканинами зуба.

*На відміну від традиційних склоіономерних цементів гібридні* мають подвійний або потрійний механізм твердіння. *Перший* – фотоініційована метакрилатна полімеризація вільних радикалів, що відбувається при люмінесценції суміші порошку та рідини в доступних для світла ділянках і забезпечує швидку реакцію з утворенням міцної структури та зручність у використанні; *другий* – класична кислотно-основна склоіономерна реакція з виділенням фтору та іонообміном із тканинами зуба, що відбувається при змішуванні порошку та рідини і надає матеріалу характерні склоіономерні властивості.

*Склоіономерні цементи із подвійним механізмом твердіння мають недолік*: у ділянках недоступних для проникнення світла фотополімерної лампи відбувається твердіння тільки за рахунок склоіономерної реакції, що позначається на фізико-механічних властивостях цементу. До цієї групи можна



віднести: *Vitremer TC* «3M ESPE», *Photac-Fil Aplicap* «3M ESPE», *Fuji Plus* «GC» (Японія), *Rebux Luting Cement* «3M ESPE» (США).

Цього недоліку позбавлені гібридні склоіономерні цементи потрійної фіксації. Цей клас гібридних склоіономерів має три механізми затвердіння. Крім фотоініційованої метакрилатної полімеризації вільних радикалів та кислотно-основної склоіономерної реакції з виділенням фтору та іонообміном з тканинами зуба додається *самополімеризація* вільних метакрильних радикалів без впливу світла, що відбувається при змішуванні порошку та рідини і забезпечує повноцінне затвердіння у ділянках, не доступних для проникнення світла. Таким чином, зникає необхідність пошарового нанесення.

Після замішування та внесення матеріалу експозиція світла (30 с) викликає швидке затвердіння матеріалу на глибину проникнення світла. Якщо на матеріал не впливають світлом, він самостійно затвердіє протягом 15-20 хв. До цієї групи можна віднести: *Giz Fil LC* «Ihde Dental», *Vitremer* «3M ESPE» (США).

Із сучасних представників цієї групи можна виділити наступні цементі: *Стіон-Ф*, *Цеміон-Ф* (росія), *Restocem-PL* «Dencare» (Англія), *Fuji Ortho Fuji ionomer tip 1*, «G-C. International Corp.» (Японія), *Ortoctm B* «GC» (Японія), *Tvaerbond* «Kerr Manufacturing Co», *Ketac Cem*, *Ceramchem* «Dental», *Meron* «VOCO» (Німеччина), *Текпро* «Текпро» (Англія).

Отже, розглянемо деяких представників склоіономерних цементів залежно від форми випуску, складу і механізму затвердіння.

#### 1. Порошок/рідина:



*Цеміон-Ф* – склоіономерний цемент утворюється під час змішування порошку (алюмофторсилікатне скло) і рідини (водний розчин поліакрилової кислоти). *Властивості*: рентгеноконтрастний, має гарну адгезію до тканин зуба і до основних конструкційних стоматологічних матеріалів, низької розчинності, високої механічної надійності, запобігає розвитку вторинного карієсу за рахунок виділення іонів фтору. Рекомендується змішувати 1 мірку порошку без верху (0,29 г) із 3 краплями рідини. Час змішування до 30 с. При температурі 18 - 23 °С робочий час цементу 2,5-3,0 хв. Час твердіння в ротовій порожнині 6,5-7 хв.

При фіксації коронок для поліпшення адгезії цементу до дентину проводять обробку кондиціонером. Обробляти кондиціонером можна лише депульповані зуби. Залишки цементу видаляють через 10-12 хв після фіксації зубних протезів і ортодонтичних конструкцій.



*Medicem* – склоіономерний цемент для фіксації вінірів, вкладок, коронок, мостоподібних протезів, ортодонтчних конструкцій. Мінімальна товщина плівки 15-25 мм дозволяє легко та точно фіксувати конструкцію. *Властивості:* мінімальна розчинність у ротовій рідині, підвищене виділення іонів фтору, рН наближене до ротової рідини.

*Meron* – склоіономерний цемент з доброю адгезією до емалі та дентину. Фізичні властивості перетворюють його в ідеальний матеріал, що використовується для фіксації коронок, мостоподібних протезів, вкладок. Низька температура твердіння, висока міцність виокремлюють його поміж інших цементів.

## 2. Порошок (аквацементи):



*Aqua Meron* – склоіономерний цемент, який змішується на воді, застосовується для фіксації коронок, штифтів, мостоподібних протезів, вкладок. *Властивості:* має добру адгезію до дентину та зубної емалі, забезпечує особливу міцність. Перед нанесенням цементу робочу поверхню опорних зубів треба добре очистити і висушити, оскільки при неякісній обробці знижується ефективність фіксуючого засобу. У процесі використання препарату знімають ковпачок, на флакон встановлюють піпетку з рідиною, добре струшують. Використовують 1 мірник порошку на 1 краплю рідини, поділяючи порошок на три порції. Змішують шпателем протягом 30-40 с. Працювати треба при температурі 18-23 ° С. Робочий час не повинен перевищувати 2 хв. Повне затвердіння в ротовій порожнині - протягом 3-5 хв.

У період нанесення та затвердіння цементу треба забезпечити хорошу ізоляцію від слини. Висока температура у приміщенні стоматологічного кабінету скорочує робочий час застигання фіксуючого цементу, а низька – збільшує. Після відкриття флакона та забору потрібної кількості порошку його потрібно щільно закрити, інакше препарат може втратити міцність. Зберігати флакон потрібно при температурі від 4 °С до 23 °С.



*Ionofix* – склоіономерний цемент, змішується на воді, до його складу входить фтор. Застосовується для укріплення ортодонтчних конструкцій. Характеризується доброю адгезією до дентину завдяки хімічному зв'язуванню. Це дрібнодисперсний порошок, який передає іони фтору зубній емалі. Він добре змішується з водою. Готовий цемент має незначну розчинність.



*Ionoscell* - склоіономерний цемент, замішується в воді. Це швидкодіюче високозаломлююче скло із додаванням поліакрилової кислоти вакуумного твердіння. При змішуванні з водою утворює міцний адгезивний цемент. Перед використанням рекомендується перевернути флакон догори дном та заповнити шкалу порошком шляхом протирання. Порошок насипають окремо на блокнот для змішування, ділять на дві половини. Перша половина

змішується з водою до набуття повної вологості, потім додають другу половину і швидко перемішують до отримання кремоподібної консистенції. Співвідношення змішування: 2 мірні ложки порошку на 3 краплі води. Час змішування - 15 с, робочий час - 2 хв, загальний час від 4 до 5 хв при 23 °С. Перед змішуванням блокнот і шпатель необхідно ретельно протерти вологою серветкою. Зберігати в сухому місці. До комплекту входять порошок 30 гр, пляшка для води, блокнот для змішування, мірна ложка.

### 3. Капсули:

*GC Fuji I Capsules* - рентгеноконтрастний склоіономерний цемент для фіксації в капсулах. Для фіксації вкладок, накладок, коронок, металевих штифтів, мостоподібних протезів на металевому і неметалевому каркасі. Співвідношення порошку до рідини 0,33 г/0,18 г. Капсула повинна бути активована безпосередньо перед змішуванням та відразу використана. Для розпушення порошку всередині капсули її необхідно струснути або



легенько постукати боковою поверхнею по твердій поверхні. Для активації капсули треба вдавити плунжер до повного занурення в капсулу. Потім капсулу вставляють у пістолет GC Capsule Applier або амальгаомзмішувач і натискають один раз на ручку до активації капсули. Час змішування - 10 с. Робочий час - 2,15 хв при температурі 23 °С (від початку змішування). Час затвердіння (після встановлення конструкції на місце) – 4,5 хв. Більш висока температура призведе до скорочення робочого часу. Протягом усього часу твердіння сила надавлювання повинна бути помірною. Надлишки цементу видаляють, коли матеріал за своєю консистенцією стане подібним до гуми. Фінальну обробку можна починати не раніше, ніж 4-5 хв після встановлення ортопедичної конструкції. Зберігати треба у первинній упаковці (алюмінієва фольга) у прохолодному та темному місці при температурі 4-25°С.



*Ketac-Silver Maxicap* – склоіономерний цемент для фіксації незнімних конструкцій у попередньо дозованих капсулах у потрійній дозі. *Переваги:* точне дозування без залишкового пилу, капсула *Maxicap* забезпечує стабільну якість та значно

спрощує практичне використання, точне, стабільне змішування із легким

розміщенням, високе виділення фтору, рентгеноконтрастність, висока гранична цілісність та низька розчинність, відмінна міцність зчеплення.

#### 4. Паста:

*GC FujiCem™ Evolve* - склоіономерний цемент у консистенції «паста-паста», модифікований смолами. Для фіксації будь-яких конструкцій як на металевому, так і на високоміцних каркасах (діоксид цирконію). Також для фіксації металевих керамічних та скловолоконних штифтів. Це ергономічна система, яка спрощує

технологію цементування, дозволяє скоротити час і досягти ідеального результату. Система для цементування *GC FujiCem* складається зі змінних, з'єднаних попарно картриджів із пастою, які встановлюються у спеціальний диспенсер. Для подання матеріалу картридж поміщають у диспенсер і стискають рукоятку. Обидві пасти видавлюються в такому стані, щоби при змішуванні утворився цемент необхідної консистенції з оптимальними робочими якістьми. *Його переваги:* висока пластичність, утворення тонкої плівки (до 12 мкм), максимальна простота в роботі, немає потреби в адгезивній підготовці, швидке, точне, акуратне та гомогенне дозування та змішування, виключно низька розчинність у ротовій рідині гарантує надійне крайове прилягання, виражена рентгеноконтрастність, немає потреби в додатковому диспенсері, адгезія до діоксиду цирконію - до 15 МПа, економність використання. Пасти замішують усього 10 с, робочий час від початку замішування становить 3 хв, остаточний час твердіння після припасування протеза – 2,5 хв.

*Гібридні склоіономерні цементи:*

*Подвійної фіксації.*

Розглянемо два представники цієї групи: *GC Fuji Plus* та *RelyX Luting 2 Cement*.

*GC Fuji Plus* - рентгеноконтрастний підсилений склоіономерний цемент зі



збільшеним робочим часом для фіксації: вкладок, накладок, коронок, мостоподібних протезів на металевому каркасі, композитних вкладок, накладок, коронок, керамічних вкладок, коронок і мостоподібних протезів на каркасі підвищеної міцності (оксид цирконію), металевих, керамічних та скловолоконних штифтів. Протипоказаний при

прямому перекритті пульпи. Зуб очищають, на 20 с для кращої адгезії наносять *GC Fuji PLUS CONDITIONER*, ретельно промивають водою із видаленням залишків вологи. Співвідношення порошок/рідина - 2,0 г / 1,0 г. Час замішування – 20 с. Робочий час (при температурі 23 °C) (від початку замішування) – 3,5 хв. Час затвердіння (після встановлення конструкції на місце) – 5,5 хв.

Надлишки цементу треба видаляти, коли матеріал за своєю консистенцією буде подібний до гуми. Фінальну обробку можна починати не раніше, ніж за 5,5 хв після встановлення ортопедичної конструкції. Упаковка: 15 г порошку, 8 г (7 мл) рідини, GC Fuji PLUS CONDITIONER 7 г (6,5 мл), двостороння ложка для порошку, блок для змішування (№23). Зберігати в прохолодному та темному місці при температурі 4-25 °С.

*RelyX Luting 2 Cement* – склоіономерний фіксуєчий цемент паста/паста, модифікований смолою у великій диспенсерній системі Clicker™ від «3M ESPE». Паста *RelyX Luting 2 A* складається із рентгенконтрастного фтораломосилікатного скла (скло FAS), замутнювача, НЕМА, води, запатентованого відновлювального агенту, який забезпечує самотвердіння метакрилату та дисперсійної добавки. Паста *RelyX Luting 2 B* - із

нереактивного наповнювача із діоксиду цирконію, метакрилової полікарбонатової кислоти, НЕМА, BisGMA, води та персульфату калію. Використовують для фіксації вкладок, накладок, коронок, мостоподібних протезів на металевому каркасі та каркасі підвищеної міцності (цирконієвому або кремнієвому), для фіксації анкерних чи парапупльярних штифтів та ортодонтичних апаратів. Має всі переваги класичних склоіономерних цементів (виділення фторидів, хороший хімічний зв'язок з емаллю та дентином), нерозчинний у ротовій порожнині, має вищу тривкість на стискання і згинання. Цементні пасту RelyX Luting 2 легко дозуються із дозатора Clicker та змішуються вручну протягом 20 с. Робочий час змішаної цементної суміші складає 25 хв. Замішаний цемент має мусоподібну консистенцію, яка легко вводиться до реставрації та дозволяє легко її встановити. Надлишки цементу в ротовій порожнині можна легко видалити через 2 хв. Остаточне затвердіння досягається за 5 хв.

*Потрійної фіксації:*

*Giz Fil LC* - це склоіономерний цемент хімічного затвердіння, який активується водою. Застосовується для фіксації непрямих реставрацій та усіх ортодонтичних конструкцій. Indent GIZ Type II

біосумісний і виділяє іони фтору. *Властивості:* сильно прилипає до емалі та дентину, стабільність кольору характеризується швидким зв'язуванням, а міцність на стискання складає більше 190 МПа. Тому при змішуванні з водою уникає можливості реагування з кислотою, яка міститься в інших рідинах організму, утворення будь-яких проміжків і маргінального зафарбовування. 1 стартовий пакет містить: 10 г порошку у кольорах: білий, прозорий, сірий, жовтий і коричневий, 30 мл глазури (лаку), розколірку, пляшку води, ложку для порошку, блоки для змішування.



*Недоліки склоіономерних цементів:*

- повільне твердіння,
- чутливість до вологи в початковий період,
- необхідність точного дозування для одержання оптимальних властивостей,
- рентгенопрозорість.

У 30-х роках ХХ століття *Вайер* одержав метакриловоу кислоту, з цього часу почали застосовувати пластмасу в стоматології як базисний, так і фіксуєчий матеріал.

Перші пластмаси, для пломбування та фіксації були створені за ініціативою *Лайфберга*, мали наповнювачі, в яких був хімічний зв'язок з матрицею, що мало суттєвий недолік. Композитний цемент уперше був запропонований у 50-х роках ХХ століття для фіксації непрямих реставрацій, коронок та мостоподібних протезів. Однак у той час матеріали демонстрували високий ступінь полімеризаційної усадки і надмірну мікроплинність через низький вміст наповнювача. Крім того, композитні цементи значно змінювали відтінок через високий вміст залишкових амінів, які відповідають за реакцію полімеризації. Ця проблема була вирішена із розвитком реставраційних матеріалів і композитних цементів.

У 1963 р. *Ворер* впровадив у матрицю пластмаси молекули мономера (*BIS-GMA*). Ці речовини забезпечили краще прилипання до твердих тканин зуба механічним шляхом із використанням протравлювання. Їм дали англійську назву **композити** (composites). Інколи ці матеріали називають *қонсайзами*. У кінці 70-х років ХХ століття різними фірмами виготовлено велику кількість матеріалів: *Addent-12*, *Blendant*, *Compodent* та ін. Найбільш популярними в нашій країні були *Евікрол «Spofa»* (Чехія), *Енакріл-02*, *Стомадент «Стома»* (Україна).

Однак, застосування композитних матеріалів було обмежене через їх *недоліки*:

- усадка,
- недостатня адгезія,
- токсичний вплив на пульпу зуба.

З появою адгезивних мостоподібних протезів, вестибулярних накладок (вінірів), замкових укріплень (бркетів) стоматологи зіткнулися з великими труднощами під час фіксації. *Урахування недоліків композитних матеріалів*: недостатню міцність на розрив і адгезію до протезів та твердих тканин зуба, зумовило створення нових фіксуєчих матеріалів на основі БІС- ГМА - матриці всіх композитних матеріалів.

Техніка кислотного протравлення емалі і дентину та підготовка внутрішньої поверхні протеза (створення мікрошорсткості) забезпечували надійну фіксацію протезів.

Сьогодні композитний цемент має той самий склад, композитні смоли, але містить меншу кількість неорганічного наповнювача, що забезпечує низьку в'язкість та плінність, які необхідні для цементу.

Для поліпшення адгезивного з'єднання з металевою поверхнею розроблений ряд композитних матеріалів для фіксації, у яких полімерна сполука була спеціально модифікована, щоб додати матеріалу здатність до хімічної взаємодії з підготовленим для цього металом. Органічна матриця композитних цементів зазвичай складається з BIS-GMA (біфенол А-гліцидилметакрилат), UDMA (карбомат диметакрилат) або TEG-DMA (триетилен-гліколь-диметакрилат), які є мономерами, а неорганічна фаза - зі склоподібних наповнювачів (скла або кремнію). Кількість наповнювача варіює від 57 до 82 % залежно від виду наявних у продажу цементів. Так само як композити, композитні цементи можуть бути *гібридними* та *мікрогібридними*, що містять частинки розміром 0,4-2,4 нм, або *мікронаповненими* (розмір частинок в середньому становить 0,04 нм). Найчастіше ми маємо справу із гібридними композитними цементами. Для того, щоб відрізнити ці модифікації від традиційних матеріалів на основі BIS-GMA, полімерні композити для фіксації зазвичай називають *полімерними матеріалами для фіксації з хімічною адгезією*. Ці цементи містять карбоновий мономер 4-META (4-метакрилоксиетил тримелітовий ангідрид), НЕМА (гідроксисилметакрилат) або 10-MDP (10-метакрилоксидецил кислий фосфат) і РММА (поліметилметакрилат), які відповідають за хімічне зчеплення між тканинами зуба і металевими сплавами.

Комбіноване використання композитних цементів та адгезивних систем дозволило адгезивній фіксації увійти до всіх типів непрямих методів відновлення. Адгезія полімерних матеріалів до металів забезпечується завдяки високому ступеню хімічної спорідненості похідних карбоксильної або фосфорної кислоти в модифікованих мономерах до оксидів металів на поверхні неблагородних сплавів.

Оскільки жоден композитний цемент не може бути ідеальним для всіх ситуацій, вибір цементу має базуватись на клінічних умовах та властивостях матеріалу.

Полімерні цементи поділяються на два типи: на основі метилметакрилату та на основі ароматичних диметакрилатів.

Композитні цементи обох типів можна класифікувати *за способом полімеризації*: на цементі хімічного затвердіння, світлового та подвійного затвердіння.

Основними фазами композитів хімічної полімеризації є органічний мономер та неорганічні наповнювачі. Крім того, вони включають силани, ініціатори полімеризації, стабілізатори та барвники. Ці композити зазвичай складаються з двох паст, пасти та рідини або рідини та порошку.

*Метилметакрилові полімерні цементи* застосовують для фіксації облицювання, вкладок і тимчасових коронок. До складу порошку цих цементів можуть входити тонко подрібнений полімер метилметакрилату або співполімер із пероксидом бензоїлу як ініціатора, а також мінеральні наповнювачі та пігменти.



Рідина – це мономер метилметакрилату з амінним пришвидшувачом. Затверділа маса складається з нової полімерної маси, в якій поєднані нерозчинені набухлі гранули первинного полімеру. Рідина додається до порошку при мінімальному перемішуванні шпателем, щоб запобігти потрапляння повітря. Суміш використовують одразу після приготування, тому що робочий час короткий. Надлишок видаляють на стадії остаточного твердіння.

У процесі полімеризації матеріалів цієї групи у вигляді паста/паста два компоненти – каталізаторна паста, що містить пероксид бензоїлу та базова паста, що містить третинні аміни, реагують один з одним із утворенням вільних радикалів, які запускають процес полімеризації. Після змішування відбувається активація реакції полімеризації. Такий тип цементу повинен бути використаний, коли неможлива адекватна світлова полімеризація, наприклад, при великій товщині непрямой реставрації (2,5 мм), а також для фіксації металокерамічних конструкцій, штифтів та вкладок.

*Перевагами композитних фіксуючих цементів на основі метакрилатів є:* характеристики міцності, що витримують значні оклюзійні навантаження, нижча розчинність у ротовій рідині, але вони менш жорсткі, пружні та не забезпечують доброї адгезії до твердих тканин зуба при наявності вологості. Висока міцність на розрив робить їх придатними для мікромеханічного зчеплення протравлених керамічних облицювань із шорсткою поверхнею опорних елементів мостоподібного протеза з протравленою емаллю кукуси відпрепарованих зубів, які не забезпечують достатньої ретенції з традиційними цементами. *Недоліки:* короткий час роботи, шкідлива дія на пульпу зуба, утруднене видалення надлишку цементу.

До цієї групи композитних цементів них можна віднести: *Ортомайт Супер Бонд, Superbond «Sun Medical Co.», Шига (Японія).*

У модифікованому акриловому полімерному цементі - *Ортомайт Супер-Бонд* - в мономері є активатор адгезії 4-МЕТА і доданий додатковий ініціатор полімеризації - трибутилборан. Це значно покращує адгезію до зубних тканин та сплавів недорогоцінних металів. Матеріал використовується переважно для безпосередньої фіксації ортодонтичних замків.

Цемент – *Super-Bond C&B* – призначений для фіксації незнімних протезів, у ньому присутній той самий активатор адгезії. Він існує вже три десятиліття і має чудову репутацію завдяки міцному з'єднанню з емаллю, дентином та іншими матеріалами, гарну крайову герметичність та є безпечний для пульпи зуба.

*Диметакрилатні цемнти* розроблені на основі диметакрилатів і є поєднанням ароматичного диметакрилату з іншими мономерами. Поставляють мономерами. Поставляються у вигляді двох в'язких рідин, двох паст або у вигляді порошок/ рідина.





До порошку цього цементу введено тонко подрібнене боросилікатне або кварцове скло, що містить органічний перекис бензоїлу як ініціатор. До рідини - суміш ароматичного диметакрилату, розведеної алкілдіметакрилатом із низькою в'язкістю. Як каталізатор використовується амін. При змішуванні із рідиною відбувається полімеризація суміші з утворенням структури композиційної пластмаси із великою кількістю поперечних зв'язків. Деякі диметакрилатні цементи містять фосфатний мономер для покращення адгезії.

Матеріали, що складаються з двох паст містять суміш диметакрилату та інших мономерів з різними кількостями наповнювача, а також ініціатори хімічного або світлового затвердіння, подібні до тих, які застосовуються в композиційних пломбувальних матеріалах. Пасту змішують при співвідношенні 1:1 до отримання однорідної маси, що забезпечує мінімальне попадання повітря до суміші. Робочий час становить близько 10-11 хв, час твердіння - 6-7 хв. Швидкість затвердіння збільшується за більш високої температури в приміщенні і зменшується - при тривалому зберіганні. Матеріали для фіксації ортодонтичних апаратів зазвичай тверднуть швидше. Товщина плівки у матеріалів, що складаються з порошок/рідина, становить 500 мкм. Міцність при стисканні - від 200 до 280 МПа. Міцність розтягування дорівнює приблизно 40-60 МПа. Ці величини значно більші, ніж в інших цементів. Адгезія до емалі та дентину у цих цементів невелика, якщо емаль та дентин не протравлені фосфорною кислотою. Диметакрилатний цемент застосовується для фіксації попередньо протравлених суцільнолитих протезів та ортодонтичних дуг. *До переваг диметакрилатних цементів відносяться висока міцність та низька розчинність. Основними недоліками є складність обробки, що ускладнює отримання плівки потрібної товщини, незручність при накладанні протеза, подразнення пульпи, складність видалення надлишків матеріалу.*

До цієї групи цементів можна віднести: *Provilink* «Ivoclar» (Ліхтенштейн), *Twinlock cement* «Heraeus Kulzer», *Bistite II SC* «J. Morita» (США), *C&B Cement* «Bisco» (США), *C&B Metabond* «Parkell» (США), *Cement-lt\** «Jeneric Pentron» (США), *Comspan* «Dentsply Caulk» (США) та ін.

*Провілінк* - композиційний цемент, що складається з двох паст подвійного затвердіння (хімічного та світлового) для фіксації незнімних протезів. Цемент випускається у шприцах, має одне забарвлення (210/3А за забарвленням Хромаскоп) і відрізняється своїм лужним рН, отриманим завдяки наявності склонаповнювача.

Цей матеріал можна застосовувати і в світлотверднучому варіанті, наприклад, для тимчасової фіксації облицювань. Для цього використовують основну пасту без активатора. Матеріали, які при цьому застосовують повинні мати хорошу світлопроникність, щоб уникнути неповного затвердіння цементу. Цемент не містить евгенолу, тому добре підходить для фіксації керамічних протезів. Для цього за допомогою шпателя ретельно змішують основну та каталізаторну пасту у співвідношенні 1:1 протягом 15 с.

Матеріал накладається в тимчасову коронку (або на опорний зуб), після фіксації коронки на опорному зубі фотополімеризують крайові ділянки (за контурами шийки) протягом 10-20 с. Додаткова фотополімеризація з оклюзійної поверхні протягом 20-40 с покращує фіксацію. Відразу ж після полімеризації видаляються надлишки цементу. Повне затвердіння цементу досягається через 6-7 хв при температурі ротової порожнини.



*Comspan* - композитний самотверднучий цемент на основі БІС-ГМА, що складається з двох паст. Має дрібнодисперсну консистенцію із низькою в'язкістю. Має дуже високу міцність (на стискання і на розтягнення), майже нерозчинний. Має чудову адгезію до спеціально підготованих емалевих поверхонь та реставрацій після механічної піскоструменевої

обробки, перфорованих або протравлених (електролітично, лабораторно, хімічно). Призначений для фіксації адгезивних мостоподібних протезів. До комплекту матеріалу входять: 1 базова паста (5 г), 1 паста-каталізатор (5 г), 1 базова рідина сполучного самотверднучого агента (3 мл), 1 каталітична рідина самотверднучого агента (3 мл), 1 x Bottle Caulk 34 % гель-кондиціонер для зубів (6 мл), аксесуари.

У матеріалів, що містять фосфатний мономер, адгезія покращується, особливо до неблагородних металів. Прикладом полімерного матеріалу для фіксації з хімічною адгезією на основі 10-MDP (10-метаакрилоксидецил кислий фосфат) є матеріал *Panavia 21* «Kuraray», Осака (Японія).



*PANAVIA 21* є композитним цементом з надзвичайно високим вмістом частинок барієвого скла, що захищають матеріал від стирання при крайовому приляганні. Безпосередньо зв'язується з емаллю, дентином, композитом, фарфором, базовими, напівдорогоцінними та дорогоцінними металами. За допомогою *ED PRIMER* забезпечується ефективно м'яке одноетапне

кондиціонування емалі та дентину, тому немає потреби в кислотному протравлюванні та промиванні. Відсутня післяопераційна чутливість. Крім того, *ED PRIMER* щільно герметизує міждентинні каналці, що забезпечує надійне використання системи *PANAVIA 21* на вітальних зубах.

Його високоміцна формула паста/паста забезпечує однорідну суміш із зручним часом обробки та затвердіння. Практичний дозатор простим обертальним рухом забезпечує додаткову зручність при змішуванні паст протягом 20-30 с у правильному співвідношенні. Матеріал містить прискорювач полімеризації, що скорочує час затвердіння, завдяки чому він швидше досягає максимальної міцності зчеплення. Він призначений для фіксації адгезивних мостоподібних протезів, шин, звичайних коронок та мостоподібних протезів з металу, порцеляни та композитних матеріалів, литих штифтів, а також для фіксації реставрацій з амальгами.

Більшість композитних цементів світлового затвердіння (*фотокompозитів*) представлені пастами з однорідною консистенцією. Як ініціатори полімеризації використовуються фотоактивні речовини камфорохінону та амінний активатор. Інтенсивне руйнування камфорохінону відбувається під дією світла з довжиною хвилі 400-500 нм. Через відсутність хімічного активатора полімеризації робочий час із матеріалом, адаптація та видалення надлишків цементу контролюється лікарем. Ці цементи застосовуються для фіксації керамічних та композитних вінірів, а також інших видів непрямих реставрацій, що пропускають світло та дозволяють активувати полімеризацію цементу. Їх перевагами є: контрольований час роботи та стабільність відтінку, *недоліком* – обмежене використання.

До цієї групи цементів можна віднести: *2 Bond 2* «Heraeus Kulzer»(США), *Calibre, Enforce* «Dentsply Caulk» (США), *Choice, Illusion* «Bisco» (США), *Insure* «Cosmedent» (США), *Lute It* «Jeneric Pentron» (США), *Nexus 2* «Kerr» (США), *Panavia F 2,0* «Kuraray» (Японія), *ReblyX™ Veener* «3M-Espe» (США), *Variolink II* «Ivoclar Vivadent» (США) та ін.



Застосування цементу разом з *ReblyX™* пробними пастами значно спрощує процес підбору кольору та процедуру фіксації.

*Має покращені властивості:* оптимальна відповідність кольорів пробних паст відтінкам цементу для легкого підбору відтінка, відмінна стабільність кольору, легке дозування та очищення, оптимальна в'язкість цементу для легкого введення і точного позиціонування вінірів, пробні паста є водорозчинними та легко змиваються, зносостійкість, чудове крайове прилягання, натуральний блиск, економічність використання, легкість та простота у застосуванні.



*Insure* - це універсальна полімерцементна система, яка може фотополімеризуватися та має подвійну полімеризацію при додаванні каталізатора *Insure simuldure*. *Переваги:* два варіанти в'язкості на вибір: *Insure Regular* (середньої жорсткості) та *Insure Lite* (рідкий та плинний), найширший діапазон колірної універсальності серед усіх систем *Insure Clear* – найпрозоріший цемент на ринку, легке введення та очищення, рентгеноконтрастний.

Його застосовують для фіксації вінірів, вкладок, накладок, коронок, металевих штифтів тощо.

*Variolink II* - це композитна система подвійного (світлового та хімічного) твердіння для адгезивної фіксації керамічних та композитних реставрацій. Його мономерна матриця складається з BIS-GMA, диметакрилату уретану та диметакрилату триетиленгліколю. Неорганічні наповнювачі: барієве скло, трифторид ітербію, Ва-Al-фторидсилікатне скло та сферодні змішані оксиди. Додаткові компоненти: каталізатори, стабілізатори та пігменти. Розмір часток – 0,04-3,0 мкм. Середній розмір часток – 0,7 мкм.



Цей матеріал може полімеризуватись лише світлом при фіксації вінірів із застосуванням тільки основної пасти Variolink II. *Variolink II* заснований на вдосконаленій композитній технології Tetric©Ceram. Спеціальний склад наповнювачів у цій технології надає *Variolink II* відмінні фізичні властивості, високу стійкість до стирання, чудову рентгеноконтрастність, дуже хороші оптичні властивості та тривале виділення фторидів. Цемент має 6 кольорів основної пасти і 2 кольори каталізатора, а також 3 ступеня в'язкості. Таким чином, у тій чи іншій клінічній ситуації можна вибрати потрібний варіант *Variolink II*.

При його приготуванні треба ретельно, протягом 10 с перемішати на блокноті шпателем пасти у співвідношенні 1:1. Робочий час замішаного цементу становить близько 3,5 хв за температури 37 °С. *Variolink II* – це матеріал світлового/подвійного твердіння і тому чутливий до світла (світильник установки, навколишнє світло). Тому його треба замішувати безпосередньо перед використанням.

Отже, *перевагами вище наведених композитних фіксуючих цементів є* високий рівень адгезії, характеристики міцності, що витримують значні оклюзійні навантаження, практично нульова розчинність у ротовій рідині, хороші естетичні властивості. *Недоліки*: полімеризаційна усадка, ризик післяопераційної чутливості.

*Композитні цементи подвійного затвердіння* були розроблені, щоб об'єднати переваги цементів світлового та хімічного затвердіння, створивши тим самим матеріал, який має відповідний робочий час і може досягати високого ступеня трансформації. Ці цементи тільки частково полімеризуються хімічним шляхом і у будь-якому випадку потрібна активація світлом. Композитні цементи подвійного затвердіння повинні бути використані, коли можливість активувати реакцію полімеризації світлом не можна гарантувати з повною впевненістю, оскільки середня товщина непрямої реставрації становить 2 мм. Композити подвійної полімеризації мають подвійний механізм твердіння: полімеризація світлом галогенової лампи та хімічна реакція.

Оскільки ці полімерні матеріали здатні забезпечити надійне з'єднання з поверхнею нікель-хромового сплаву, обробленого піскоструменевим методом, то відпадає необхідність у процедурі протравлювання, спеціальному лабораторному устаткуванні та токсичних хімічних реагентах. З появою цих пластмас сьогодні можна створити міцне адгезивне з'єднання між сплавом недорогоцінного металу і протравленою емаллю. Проте, вони мають малу спорідненість до сплавів дорогоцінних металів, таких як золото і платина, через те, що на їх поверхні відсутня оксидна плівка.

З практичної точки зору цементи подвійного типу твердіння є більш універсальними, порівнюючи з іншими типами. Застосування цементів подвійного типу твердіння дозволяє лікарю проводити вибір типу полімеризації цементу залежно від клінічної ситуації. При цьому цікаво відзначити, що у цементів подвійного типу твердіння тип полімеризації впливає на їх фізико-механічні властивості після затвердіння.

Стоматологічні фірми випускають такі цементи: *Dual-cement «Vivadent»* (Німеччина), *Relux<sup>TEM</sup> ARC*, *Relux Umcem «3M-Espe»* (США), *Resiment «Septodont»* (Франція), *Bifics, F- 21 «Voco»* (Німеччина) *Clearfil DC Cement «Kuraray»* (Японія), *Fill Magic Dual Cement «Vigodent»* (Бразилія), *Bifix QV «VOCO»* (Німеччина), *Relux U 100 «3M ESPE»* (США), *Max Cem Elite «Kerr»* (США), .

*Дані композитні цементи поділяються на 2 великі групи:*

1. Композитні цементы з етапом адгезивної підготовки;
2. Композитні цементы без етапу адгезивної підготовки (самоадгезивні).

*Перша група* застосування композитних цементів пов'язана із протравленням ортофосфорною кислотою та адгезивною підготовкою поверхні зубів перед їх використанням. Цей етап забезпечує високі ретенційні властивості за рахунок утворення гібридного шару, а також надійну герметичність та ізоляцію зубів після цементування непрямих реставрацій.

*Труднощі пов'язані* із необхідністю попередньої адгезивної підготовки, а саме: додаткові тимчасові витрати, чутливість до аплікаційних помилок, випадки виникнення післяопераційної чутливості обмежували їх широке використання в стоматології.

*Relux<sup>TEM</sup> ARC* – композиційний цемент подвійного затвердіння, що не



містить евгенолу, з покращеною системою підготовки для постійної фіксації: металокерамічних та адгезивних незнімних протезів, внутрішню поверхню яких піскоструменеву обробляють у лабораторії, а саме: керамічних вкладок, накладок, вестибулярних облицювань та коронок, які можна обробляти плавиковою кислотою. Цемент

застосовується за загальноприйнятою технологією з використанням одно- або багатокомпонентних адгезивних матеріалів, які можуть скоротити робочий час (2 хв) та час полімеризації (10 хв).

Замішування матеріалу проводять полімерним шпателем на охолодженому блоку протягом 10 с (чим триваліше замішування, тим коротший робочий час, що становить 2 хв), а потім тонким шаром, використовуючи пензлик, розподіляють по поверхні опорних елементів і фіксують протез у ротовій порожнині на попередньо підготовлених зубах. Надлишки цементу можна видалити через 10 хв після повної полімеризації матеріалу. Якщо надлишки матеріалу видаляють через 3-5 хв після фіксації протеза, то в подальшому за контурами опорних елементів протягом 40 с проводять фотополімеризацію, яка зводить до мінімуму інгібування цементу і запобігає недостатній герметизації країв.

*Dual-cement* - це мікронаповнений адгезивний цемент подвійного затвердіння на основі композиту. Випускається у вигляді основної та каталізаторної паст, 2 шприца по 3 г. Призначений для адгезивної фіксації композитних, керамічних та FRC-реставацій (фіксація роботи без металевого каркасу). *Властивості:* висока рентгеноконтрастність, стійкість до виділення фтору, нерозчинний, піддається відмінному поліруванню, має низьку абразивність.



*Fill Magic Dual Cement* - це багатофункціональний адгезивний цемент подвійного твердіння, рентгеноконтрастний, виділяє фтор. Він легко адаптується до пропорцій та наноситься на паперові блоки або скляні пластини. Використовується для фіксації тотальних коронок, незнімних протезів, адгезивних протезів та ендодонтичних штафтів, для адгезивної фіксації коронок, мостоподібних протезів.



Подальші розробки привели до появи нового покоління композитних цементів, відомих як *самоадгезивні композитні цементи* (СКЦ). Ці цементи не вимагають попереднього протравлення ортофосфорною кислотою твердих тканин зуба, а також нанесення адгезивної системи. Зв'язок виникає за рахунок низьких значень рН таких цементів відразу після замішування.

Так, за даними *М. Behr і співав. (2004)*, значення рН змінюється від 1 до 6 протягом полімеризації. Цемент на початковому етапі демінералізується, а потім проникає до поверхневого шару твердих тканин зуба, з'єднуючись при цьому з тканинами зуба. Особливість полягає в тому, що змащений шар на поверхні кукси зуба не видаляється, а частково модифікується. Механізм повністю не вивчений, але передбачається, що зв'язок відбувається за рахунок реакції комплексоутворення іонів кальцію на поверхні дентину зуба і фосфорної кислоти метакрилатів в цементі. *Л. Хан та співав. (2007)* також вважають, що низькі значення рН таких цементів відразу після замішування відіграють позитивну роль і сприяють протравлюванню емалі та дентину. Однак деякі цементи зберігають низькі значення рН протягом тривалого часу після замішування, що в подальшому може негативно впливати на збереження надійної адгезії таких цементів до тканин зуба.

Ш.С. *Aguilar i sniav.* (2011) вказують на вплив етапу світлополімеризації на характеристики міцності цементів подвійного типу твердіння. *J.O. Burgess i sniav.* (2010) відзначають, що у СКЦ подвійного типу твердіння відбувається зниження сили зв'язку, стабільності кольору, зносостійкості при їх полімеризації тільки за хімічним типом. Тому навіть при фіксації непрозорих конструкцій зубних протезів рекомендується світлова полімеризація цементу, що виходить за межі протеза і є доступною для світла лампи.

Відсутність необхідності в попередній підготовці поверхні зубів значно спрощує роботу з СКЦ, скорочує тимчасові витрати і знижує ймовірність виникнення післяопераційної чутливості. Крім цього, ряд досліджень доводить, що, незважаючи на відсутність етапу адгезивної підготовки, ці цементи за багатьма параметрами мають схожі характеристики зі своїми попередниками - композитними цементами, які вимагають попереднього проведення адгезивної підготовки.

Однією з основних позитивних властивостей СКЦ є універсальність застосування, оскільки ці цементи можуть використовуватися в багатьох клінічних ситуаціях: для постійної фіксації керамічних, композитних вкладок, суцільнолитих та металокерамічних коронок і мостоподібних протезів, включаючи сплави дорогоцінних і недорогоцінних металів, для постійної фіксації індивідуальних і стандартних штифтових конструкцій, адгезивних мостоподібних протезів.



*RelyX U100* являє собою полімерний цемент подвійного затвердіння для змішування вручну, що не потребує адгезиву. Він містить біфункціональний метакрилат. Пропорція неорганічних наповнювачів становить приблизно 70 % за вагою, розмір зерна (D 90%) близько 12,5 мкм. Він використовується для

адгезивної фіксації непрямих ортопедичних конструкцій, зроблених з кераміки, композитів або металу, а також для анкерних, скловолоконних та парапульпарних штифтів. При використанні цього цементу застосування адгезивної системи або кондиціонера не вимагається. На відміну від інших фіксуєючих матеріалів *RelyX U100* характеризуються високою стабільністю у поєднанні з гарною плинністю під тиском (структурна в'язкість). Цемент випускається у різних відтінках. Змішують основну пасту та пасту-катализатор до гомогенної структури в об'ємному співвідношенні 1:1 протягом 20 с, використовуючи шпатель, уникаючи при цьому включення повітряних бульбашок. Потім цемент прикривають легкою кришкою, щоб захистити його від інтенсивного світла. Робочий час від початку змішування: 2 хв. Світлова полімеризація: одна поверхня 20 с, будь-яка інша поверхня, додатково 20 с. Штифти *RelyX Fiber Post*, від жувальної поверхні – 40 с. Самотвердіння: початок полімеризації від початку змішування – 2 хв, час затвердіння від початку змішування – 5 хв.



*MaxCem Elite* - самоадгезивний, самопротравлюючий композитний



матеріал подвійної фіксації на основі смоли, що випускається у формі паста/паста і призначений для фіксації непрямих керамічних, фарфорових, полімерних і металевих реставрацій. Завдяки тому, що він сам володіє протравлюючими і адгезивними властивостями, він не вимагає використання протравлюючого гелю, праймеру або адгезиву. Даний продукт містить 69 % (по масі) наповнювача, є рентгенконтрастним, має двокомпонентний склад (паста-основа+паста-

катализатор). Основою препарату є композитні самоклеючі смоли, завдяки яким забезпечена ідеальна адгезія композита до твердих тканин зуба. Матеріал упакований в шприці із одноразовими канюлями для автоматичного змішування і додатковими вигнутими канюлями для дозування, що дозволяє лікарю ввести необхідну кількість цементу безпосередньо до реставрації або в порожнину зуба.

Для виготовлення матеріалу *MaxCem Elite* використовується сировина та комплектуючі частини, які відповідають вимогам міжнародних стандартів (EN 46001, ISO 9001) і мають відповідні сертифікати якості (CE, ISO, вільного продажу). У нього виражена рентгеноконтрастність, самопротравлюючий ефект, підвищена адгезія до тканин емалі та дентину, One-reel™ очищення, простота застосування, відмінна сумісність із різними реставраційними матеріалами, матеріал використовується як для фронтальних, так і для бічних зубів, має подвійний спосіб затвердіння Виробник пропонує кілька відтінків композитного цементу: жовтий, білий, опаковий, прозорий. Автозмішування компонентів при видавлюванні зі шприца. Час фотополімеризації кожної поверхні - 20 с. Початок полімеризації від замішування – 2 хв. Остаточна полімеризація – 5 хв від початку замішування. Характеристики: сила адгезії 22-25 МПа, що забезпечує надійність з'єднання без застосування адгезивної системи, простота використання, не потребує ручного замішування і зберігання в холодильнику, надлишки легко видаляються, сумісність з будь-якими поверхнями (дентин, емаль, безметалева і металокераміка, блоки CAD/CAM), повна полімеризація навіть під час відсутності світла. Комплект фіксувального матеріалу *MaxCem Elite* складається: з 1 шприца 5 г прозорого відтінку, 5 змішувальних насадок стандартних, 5 насадок з широким наконечником, 5 інтраоральних насадок пасти кольорів A2, A3, B2, C3 – по одному шприцу (4 гр) кожного кольору; адгезив – 1 флакон (15 гр); тримач для щіточок – 1 шт; одноразові щіточки (25 шт) – 1 пакунок; канюлі (5 шт).

Стійкість цементу до дії вологи і низька розчинність має важливе значення у профілактиці віддалених ускладнень після фіксації незнімних конструкцій. Ряд авторів повідомляють про низьку розчинність композитних цементів, відзначаючи при цьому їх перевагу за даним критерієм перед іншими видами цементів. Для високої точності позиціонування коронок і вкладок при їх постійній фіксації та відповідно точного крайового прилягання із досягненням довгострокового клінічного результату важливе значення має мінімальна товщина цементної плівки.



Через товщину цементної плівки може знижуватися точність крайового прилягання незнімних конструкцій зубних протезів. Тож не випадково, *Д. Массіроні і співавт. (2008)* відзначають, що цементування не може нівелювати або відкоригувати помилки, допущені в процесі виготовлення протезів, проте можуть сприяти їх виникненню.

Різні цементи вимагають різного простору для оптимального позиціонування непрямих реставрацій. Так, для цинк-фосфатних цементів необхідно не менше 40 мкм, порівнюючи з композитними близько 30 мкм. Навпаки, *Кіюус і співавтори (2009)* вважають, що для цементів з товщиною плівки до 25 мкм не потрібно формувати спеціальний простір.

#### **Товщина цементної плівки композитних цементів хімічного твердіння**

Назва цементу	Виробник	Товщина цементної плівки (мкм)
Enforce	(Dentsply)	27.7
Nexus	(Kerr)	34.9
RelyX	(3M-ESPE)	25.5
Panavia 21	(Kuraray)	21.9

На сьогодні ситуація змінилася і сучасні композитні цементи, в тому числі і самоадгезивні, перевершують більшість інших видів цементів за таким показником, як мінімальна товщина цементної плівки.

#### **Товщина цементної плівки деяких самоадгезивних цементів,**

Назва цементу	Виробник	Товщина цементної плівки (мкм)
Smart Set	(Dentsply)	18.4
MaxCem	(Kerr)	25.0
Relyx Unicem	(3M-ESPE)	23.2
G-Cem	(GC)	14.3

При застосуванні СКЦ подвійного типу твердіння спостерігається поступове підвищення в'язкості і тривалий період робочого часу, а канюлі для автоматичного замішування дозволяють істотно скоротити час замішування. Цей аспект має важливе значення при фіксації багатоопорних незнімних конструкцій зубних протезів.

Поширилися **компомери** - матеріали, які поєднують позитивні властивості композитних матеріалів (міцність) і склоіономерних цементів (адгезія до твердих тканин зуба та виділення фтору). Наприклад, *Dyract Cem, Dyract Cem Plus* «Dentsplay» (США), *Компогласс «Vivadent»* (Німеччина) та *PermaCem-Dual* «DMG» (США).



мостоподібних протезів.

*Dyract Cem* - адгезивний компомерний цемент, порошок/рідина, які замішуються в пропорції 1:1. Його випускають у напівпрозорому і непрозорому варіантах. Напівпрозора форма володіє добрими естетичними властивостями, особливо при фіксації фарфорових коронок і вкладок. Непрозорий варіант використовують для фіксації адгезивних

Заснований на компомерній технології, він є матеріалом, який об'єднує переваги склоіономерних цементів (адгезія до дентину, виділення фтору) із позитивними якостями композиційних цементів - міцністю і стійкістю до розчинення. Цемент заснований на модифікованих макромономерам, які поєднують у собі подвійну зв'язувальну структуру, типову для композитів, із кислотними групами, властивими склоіономерам. Таким чином, він проходить двоетапну реакцію: спочатку полімеризацію, завдяки чому матеріал твердіє, а потім кислотно-лужну реакцію з поглинанням води, тобто реакцію склоіомера. Його застосовують для фіксації при мінімальній ретенції. Навіть без використання Прайм енд Бонд його адгезивна сила перевищує силу звичайних склоіономерних цементів. При стандартному застосуванні для фіксації металевих коронок, мостоподібних протезів, вкладок він дає максимальну адгезію та стійкість і може конкурувати з дентинадгезивами. Якщо треба, адгезію *Дайрект Сем* можна покращити, застосувавши зв'язуючу систему Прайм енд Бонд, яка забезпечує герметизацію дентину (запечатування дентинних каналців) і знижує ризик появи післяопераційної чутливості після приєднання.



*Dyract Cem Plus* - цемент на основі компомеру.

Має високу адгезивну здатність, нерозчинний, прозорий, із тривалим виділенням фтору. Його використовують для постійної фіксації металевих та металокерамічних коронок, мостоподібних протезів, вкладок, накладок, штифтів та анкерів, вкладок, коронок із композиту або порцеляни,

адгезивних мостоподібних протезів.

*PentaCem-Dual* – універсальний постійний цемент подвійного затвердіння



на основі компомеру з нульовим розширенням для використання з усіма постійними реставраціями: коронками із дорогоцінних, напівдорогоцінних та недорогих металів, керамічними коронками, вкладками, накладками, вінірами, мостоподібними протезами із металу, кераміки та композиту. Технологія DMG поєднує у собі переваги склоіономерних цементів (тривале вивільнення

фтору, біосумісність) та композитів (нерозчинність, відмінне прилягання). Властивості подвійного затвердіння забезпечують гнучкість робочого процесу. Для максимальної швидкості можна полімеризувати світлом всього за 40 с або дозволити йому самополімеризуватися протягом декількох хвилин для збільшення робочого часу. Він доступний у зручній та економічній системі дозування: Automix. У цій системі матеріал автоматично дозується, змішується і може безпосередньо наноситися. Системи дозування мають окремі випускні отвори для основи та каталізатора, що запобігає перехресному забруднюванню при змішуванні, утворенню бульбашок повітря або втрат матеріалу через надмірне змішування.

### Висновки

Знання характерних властивостей, класифікацій, складу, типу випуску форми та призначення фіксуючих матеріалів для тимчасової та постійної надійної фіксації різних видів незнімних протезів, розуміння різниці способів їх твердіння тощо допоможе зробити правильний вибір незалежно від умов кожного специфічного клінічного випадку.

Кожний цемент має оптимальну консистенцію або нормальну густину замісу формувальної маси. Час початку і закінчення твердіння цементів має значення для надійної фіксації виготовлених незнімних конструкцій зубних протезів.

## 7. Матеріали для активізації слухачів під час викладання лекції

### Запитання:

1. Класифікація матеріалів для фіксації.
2. Загальна характеристика матеріалів для фіксації незнімних конструкцій.
3. Вимоги до матеріалів для фіксації.
4. Цементи, їх склад, властивості.
5. Цинк-оксид-евгенольні цементи, властивості, технологія застосування.
6. Хелатні цементи.
7. Цинкфосфатні цементи, властивості, технологія застосування.
8. Полікарбоксилатні цементи, властивості, технологія застосування.
9. Склоіономерні цементи, властивості, технологія застосування.
10. Композити для фіксації незнімних конструкцій.
11. Компомери.

### Тестові завдання:

1. Перевагу якому матеріалу необхідно віддати при фіксації коронки із фотополімеру?
  - A. цинкфосфатний цемент
  - B. фенолятний цемент
  - C. полікарбоксилатний цемент
  - D. склоіономерний цемент
 (правильна відповідь: D)
2. Який основний недолік склоіономерних цементів?
  - A. незначна міцність
  - B. висока водорозчинність
  - C. гідрофільність
  - D. токсичність
 (правильна відповідь: C)
3. Який із перерахованих матеріалів використовується для тимчасової фіксації?
  - A. Силідонт
  - B. Адгезор
  - C. Ногенол
  - B. Фрітекс
 (правильна відповідь: C)

- 4. Який із наведених матеріалів відноситься до цементів для фіксації?**
- A. Дентин
  - B. Стенс
  - C. Мерон
  - D. Аквасил
  - E. Боксил
- (правильна відповідь: C)
- 5. Які із перелічених цементів відносяться до склоіономерних?**
- A. Bisco C&B Luting Composite (Bisco)
  - B. Vitremer Luting (3M)
  - C. Fuji Duet (GC)
  - D. Fuji I (GC)
  - E. Ketac-Cem (3M-ESPE)
- (правильна відповідь: D, E)
- 6. Який із цементів не належить до цинкфосфатних?**
- A. Вісфат-цемент
  - B. Уніфас
  - C. Аргіл
  - D. Фосфат-цемент
  - E. Полі-Ф-Плюс
- (правильна відповідь: E)
- 7. До цинкполікарбоксилатних цементів відноситься?**
- A. Лактодонт
  - B. Кета-Цем
  - C. Аргіл
  - D. Дурелон
  - E. Евербонд
- (правильна відповідь: D)
- 8. Який із цементів не відноситься до групи склоіономерних?**
- A. Вітремер
  - B. Дайрект-Цем
  - C. Фуджи
  - D. Фрітекс
  - E. Аква-мерон
- (правильна відповідь: D)
- 9. Які із нижчеперерахованих цементів відносяться до полімерних?**
- A. Ketac-Cem (3M-ESPE)
  - B. Vitremer Luting (3M)
  - C. Bisco C&B Luting Composite (Bisco)
  - D. Fuji Duet (GC)
  - E. Fuji I (GC)
- (правильна відповідь: C)
- 10. До ненаповнених полімерних цементів відносять:**
- A. композити
  - B. керомери
  - C. базисні пластмаси
  - D. склоіономери

Е. самотверднучі пластмаси  
(правильна відповідь: А)

**8. Матеріали для самопідготовки по темі викладеної лекції «Матеріали для фіксації незнімних конструкцій зубних протезів, їх клінічні та технологічні властивості».**

**Література**

1. Король МД, Оджубейська ОД. Цементи для фіксації незнімних протезів. Вінниця: Нова книга; 2006. 96 с.
2. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
3. Misch C. Principles of Fixed Implant Prosthodontics. Dental Implant Prosthetics. 2nd ed. Mosby; 2015. doi: 10.1016/B978-0-323-07845-0.00026-9.
4. Sorrentino R, Ruggiero G, Toska E, Leone R, Zarone F. Clinical Evaluation of Cement-Retained Implant-Supported CAD/CAM Monolithic Zirconia Single Crowns in Posterior Areas: Results of a 6-Year Prospective Clinical Study. Prosthesis. 2022; 4: 383-393. doi: 10.3390/prosthesis4030031
5. Rusen E, Mărculescu B, Butac L, Zecheru T, Miculescu F, Rotariu T. Acrylic cements for dental prosthetics. Journal of Optoelectronics and Advanced Materials. 2008; 10: 3436-3441.
6. Nicholson JW, Swift Jr. EJ. Compomers. JERD. 2008; 20(1): 3-4. doi: 10.1111/j.1708-8240.2008.00141.x
7. Ghodsi S, Arzani S, Shekarian M, Aghamohseni M. Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. J Clin Exp Dent. 2021; 13(11): e1154-e1161. doi: 10.4317/jced.58671.
8. Noort RV. Introduction to Dental Materials. 4th ed. Mosby Ltd; 2013. 264.
9. Shelton R, editor. Biocompatibility of Dental Biomaterials. Woodhead Publishing; 2017. Chapter 6, Pameijer CH, Biocompatibility of luting cements for dental applications; 77-94. doi: 10.1016/B978-0-08-100884-3.00006-0
10. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. Molecules. 2023; 28: 1619. doi: 10.3390/molecules28041619
11. Leung G, Wong A, Chu CH, Yu OY. Update on Dental Luting Materials. Dentistry Journal. 2022; 10: 208. 10.3390/dj10110208.
12. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 328 с.
13. Бєліков ОБ, Гавалешко ВП. Пропедевтика ортопедичної стоматології: навчально-методичний посібник. Чернівці. ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет»; 2016. 162 с.
14. Shen C, Rawls RH, Esquivel-Upshaw JF, editors. Phillips' Science of Dental Materials. 13th ed. Saunders; 2021. 448 p.
15. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. К.: Книга плюс; 2003. 222 с.

16. Фліс ПС, Власенко АЗ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних і композитних матеріалів: Підручник. К.: Медицина; 2010. 296 с.

17. Чулак ЛД, Шутурмінський ВГ. Клінічні та лабораторні етапи виготовлення зубних протезів. Одеса: Одеський мед. Університет; 2009. 317 с.

18. Янішен ІВ, Герман СА, Ярина ІМ, Сідорова ОВ, Сорохан ММ. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей стоматологічних цементів для постійної фіксації ортопедичних конструкцій. Український журнал медицини, біології та спорту. 2018; 6(15): 240-244. doi: 10.26693/jmbs03.06.240

19. Aguiar TC, Saad JR, Pinto SC, Calixto LR, Lima DM, et al. The Effects of Exposure Time on the Surface Microhardness of Three Dual-Cured Dental Resin Cements. *Polymers*. 2011; 3(3): 998-1005. doi: 10.3390/polym3030998

20. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-trieed systems. *Dental Materials*. 2004; 20(2): 191-7. doi: 10.1016/s0109-5641(03)00091-5

21. Belikov O, Sorokhan N, Belikova N, Roshchuk O, Vatamaniuk N. Comparative characteristics of the physicommechanical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations. *Journal of social sciences, nursing, public health and education*. 2021; 1: 5-10.

22. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J. Esthet. Restor. Dent*. 2010; 22(6): 412-19. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00378.x24.

23. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Mater J*. 2007; 26(6): 906-14. doi: 10.4012/dmj.26.906

24. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J. Prosthet. Dent*. 2006; 96(2): 104-14. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.06.001

**ПЕРЕЛІК РЕКОМЕНДОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ**

1. Азаренков МО, Неклюдов ІМ, Береснев ВМ, Воеводін ВМ, Погребняк ОД, Ковтун ГП, та ін. Наноматеріали і нанотехнології: навчальний посібник. Харків: ХНУ імені В. Н. Каразіна; 2014. 316 с.
2. Беліков ОБ, Гавалешко ВП. Пропедевтика ортопедичної стоматології: навчально-методичний посібник. Чернівці. ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет»; 2016. 162 с.
3. Бесов АВ. Металеві сплави для ортопедичної стоматології. Фізика і хімія твердого тіла. 2002; 4: 647-653.
4. Брагіна ЛЛ, Саввова ОВ, Бабіч ОВ, Соболев ЮО. Структура та властивості склокристалічних матеріалів: монографія. Харків: Компанія СМІТ; 2016. 252 с.
5. Бремер В. Литво у зуботехнічній справі. Атлас дефектів литва. Пер. з нім. Р. Барабах, О. Яремко. Львів: ГалДент; 2003. 68 с.
6. Бялік ОМ, Черненко ВС, Писаренко ВМ, Москаленко ЮН. Металознавство. Київ: ІВЦ «Видавництво Політехніка». 2008. 384 с.
7. Власенко АЗ, Стрелковський КМ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних та композитних матеріалів. К.: Здоров'я; 2005. 164 с.
8. Власенко АМ. Матеріалознавство та технологія металів: підручник для здобувачів професійної (професійно-технічної) освіти. Київ: Літера ЛТД; 2019. 224 с.
9. Власенко АМ, Співак ОЮ. Матеріалознавство. Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт: навчальний посібник. Вінниця: ВНТУ; 2006. 52 с.
10. Власенко АМ. Основи зварювання. Вінниця: ВЕТУ; 2007. 106 с.
11. Гапонова ОП, Будник АФ. Сталі та сплави з особливими властивостями: навч. посіб. Суми: Сумський державний університет; 2014. 240 с.
12. Гасюк ПА, Росоловська СО, Воробець АБ, Щерба ВВ. Альбом із пропедевтики ортопедичної стоматології. 5-е видання. Тернопіль: ТНМУ. Укрмедкнига; 2020. 268 с.
13. Гіглан ЄМ, Кроть МК. Посібник з бюгельного протезування. К.: Здоров'я; 2000. 140 с.
14. Голік ВП. Технологічна якість в ортопедичній стоматології матеріалу для виготовлення м'яких підкладок базису знімних протезів. Харків: ХНМУ; 2010. 140 с.
15. Гороховська ОМ, Назар СЛ, Жуковська ЛО, Заяць ТІ, Нечипор НО, Микулець СС, Кушинська ГБ. Словник медичних термінів для зубних техніків. Львів: Новий Світ – 2000; 2018. 158 с.
16. Державні стандарти України. ДСТУ 22090.1:2004. Інструменти стоматологічні обертові. Частина 1. Бори сталеві і твердосплавні. К.: Міністерство охорони здоров'я України; 2005. 13 с.
17. Державні стандарти України. ДСТУ 22090.2:2004. Інструменти стоматологічні обертові. Частина 2. Бори сталеві і твердосплавні для остаточної обробки (фініри). К.: Міністерство охорони здоров'я України; 2005. 12 с.

18. Король ДМ, Король МД, Оджубейська ОД, Нідзельський МЯ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, та ін. Матеріалознавство в стоматології: навчальний посібник. Вінниця: Нова Книга; 2019. 400 с.
19. Король МД, Оджубейська ОД, Король ДМ, Ткаченко ІМ, Петрушанко ВМ, Рамусь МО, та ін. Стоматологічне матеріалознавство. Полтава: ФОП Мирон І.А.; 2018. 176 с.
20. Король МД, Оджубейська ОД. Цементи для фіксації незнімних протезів. Вінниця: Нова книга; 2006. 96 с.
21. Король МД, редактор. Матеріалознавство у стоматології. Навчальний посібник для студентів стоматологічних факультетів. Вінниця: Нова книга; 2008. 240 с.
22. Король МД, редактор. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. Вінниця: Нова книга; 2007. 240 с.
23. Костенко СБ, Гасюк ПА, Форос АІ, Кенюк АТ, Пензелік ІВ. Матеріалознавство та стоматологічне обладнання. Навчально-методичний посібник до практичних занять з матеріалознавства для студентів 2-го курсу стоматологічного факультету. 2-е вид. Ужгород: ПП "АУТДОР-ШАРК"; 2019. 136 с.
24. Курська ТМ, Чернобай ГО, Єрьоменко СБ. Матеріалознавство та технологія матеріалів. Конспект лекцій. Х.: УЦЗУ; 2008. 136 с.
25. Лютий РВ, Гурія ІМ. Формувальні матеріали: підручник для студентів спеціальності 136 «Металургія», освітньої програми «Комп'ютеризовані процеси лиття». Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського; 2020. 257 с.
26. Музиченко ВП, Луцевич ДД, Яворська ЛП. Медична хімія. К.: Медицина; 2015. 496 с.
27. Нідзельський МЯ, Писаренко ОА, Цветкова НВ, Бабич ВВ. Техніка прецезійного литва в ортопедичній стоматології. Полтава; 2014. 114 с.
28. Нідзельський МЯ, Шиян ЄГ, Давиденко ГМ та ін. Кросворди з ортопедичної стоматології. Полтава; 2008. 225 с.
29. Опейда Й, Швайка О, укладачі. Глосарій термінів з хімії. Дон.: Вебер; 2008. 738.
30. Пахолук АП, Пахолук ОА. Основи матеріалознавства і конструкційні матеріали: підручник для студ. вищ. навч. закл. Львів: Світ; 2005. 172 с.
31. Перепелова ТВ, Міщенко СВ, Хміль ТА, Хребор МВ, Силенко ЮІ, Соколенко ВМ. Особливості електропровідності й опору фіксуєчих цементів для незнімних ортопедичних конструкцій. Український стоматологічний альманах. 2017; 2: 36-38.
32. Петрушанко ТО, Попович ІЮ. Порівняльна оцінка міцності з'єднання композитних цементів подвійного отвердження із дентином кореня зуба. Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісник української медичної стоматологічної академії. 2011; 11 (4-2 (36)): 30-32.
33. Попович ВВ. Технологія конструкційних матеріалів і матеріалознавство: підручник для студ. вищ. навч. закл. Львів: Світ; 2006. 624 с.
34. Прокопович ІВ. Металознавство: навчальний посібник. Одеса: Екологія; 2020. 308 с.
35. Рамусь МО. Характеристика сплавів, що використовують в галузі ортопедичної стоматології. Якість та безпечність продукції у внутрішній і зовнішній торгівлі й торговельне підприємництво: сучасні вектори розвитку і перспективи:



- колективна монографія. Полтава; 2021. 319-335.
36. Рамусь МО. Конструктивний підхід до використання сплавів металів у стоматології. Український стоматологічний альманах. 2010; 5: 40-42.
  37. Рожко ММ, Михайленко ТМ, Онищенко ВС. Довідник з ортопедичної стоматології. К.: Книга плюс; 2004. 288 с.
  38. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Зубопротезна техніка. Київ: «Книга плюс»; 2006. 233 с.
  39. Рожко ММ, Неспрядько ВН. Ортопедична стоматологія. Київ: Книга плюс; 2008. 576 с.
  40. Рожко ММ, Неспрядько ВП, редактори. Зубопротезна техніка: підруч. для студ. стомат. ф-тів ВНЗ МОЗ України. Вид. 3-є. Київ : Книга-плюс; 2016. 603 с.
  41. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. К.: Книга плюс; 2003. 222 с.
  42. Рожко ММ, Неспрядько ВП. Ортопедична стоматологія. Київ: ВСВ «Медицина»; 2020. 720 с.
  43. Рожко ММ, редактор. Стоматологія: у 2 книгах. Книга 1: підручник. Медицина; 2012. 872 с.
  44. Савцова ОВ, Брагіна ЛЛ, Бабіч ОВ, Смирнова ЮО, Фесенко ОІ. Ситали: структура, властивості, технологія та застосування: навч. посібник. Харків: НТУ «ХПІ»; 2018. 264 с.
  45. Савуляк ВІ, Осадчук АЮ. Ручне електродугове зварювання: навч. посібник. Вінниця: ВНТУ; 2004. 130 с.
  46. Стрелковський КМ, Власенко АЗ, Філіпчик ЙС. Зуботехнічне матеріалознавство. К.: Здоров'я; 2004. 332 с.
  47. Фліс ПС, Власенко АЗ. Технологія виготовлення зубних протезів з використанням керамічних і композитних матеріалів: Підручник. К.: Медицина; 2010. 296 с.
  48. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА, Голік ВП, Громов ОВ, Дворник ВМ, та ін. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. 2-е видання. Київ: Медицина; 2020. 328 с.
  49. Фліс ПС, Леоненко ГП, Шинчуковський ІА. Пропедевтика ортопедичної стоматології: підручник. К.: ВСВ «Медицина»; 2010. 328 с.
  50. Фліс ПС, редактор. Зуботехнічне матеріалознавство: підруч. для студ. ВНЗ I-II р. а. Київ: Здоров'я; 2004. 332 с.
  51. Чулак ЛД, Штурмінський ВГ. Клінічні та лабораторні етапи виготовлення зубних протезів: навч. посібник. Одеса: Одес. держ. мед. ун-т; 2009. 318 с.
  52. Ющенко ПЛ, Малюченко АН, Талаш РВ. Дослідження силіконових відбиткових матеріалів на промислову стерильність: зб. матеріалів підсумкової наук.-практ. конф. Здобутки клінічної і експериментальної медицини. Тернопіль : Вид-во ТДМУ, 2012; 127 с.
  53. Янішен ІВ, Бережна ОО, Погоріла АВ, Андрієнко КЮ. Інновації зуботехнічного матеріалознавства у лікуванні стоматологічних пацієнтів різними ортопедичними конструкціями: навч. посібник. Харків: ХНМУ; 2021. 48 с.
  54. Янішен ІВ, Герман СА, Ярина ІМ, Сідорова ОВ, Сорохан ММ. Порівняльна оцінка фізико-механічних властивостей стоматологічних цементів для

- постійної фіксації ортопедичних конструкцій. Український журнал медицини, біології та спорту. 2018; 6(15): 240-244. doi: 10.26693/jmbs03.06.240
55. Янішен ІВ, Голік ВП, Бреславець НМ. Клініко-технологічна якість в ортопедичній стоматології: облицювальні полімери для незнімних конструкцій зубних протезів. Харків: ФОП Бровін ОВ; 2015. 128 с.
56. Abdalla R. Waxing for Dental Students. 1st ed. [Internet]. Quintessence Publishing; 2018. [cited 2023 Mar 5]. 88 p. Available from: <https://www.perlego.com/book/1457781/waxing-for-dental-students-pdf>.
57. Aguiar TC, Saad JR, Pinto SC, Calixto LR, Lima DM, et al. The Effects of Exposure Time on the Surface Microhardness of Three Dual-Cured Dental Resin Cements. *Polymers*. 2011; 3(3): 998-1005. doi: 10.3390/polym3030998
58. Battistelli A, Severino D, La Manna O. Modelling AFG. *Modellazione dentale naturale codificata*. Teamwork Media; 2010. 314 p.
59. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials*. 2004; 20(2): 191-7. doi: 10.1016/s0109-5641(03)00091-5
60. Belikov O, Sorokhan N, Belikova N, Roshchuk O, Vatamaniuk N. Comparative characteristics of the physicochemical properties of self-etching self-adhesive cements for indirect restorations. *Journal of social sciences, nursing, public health and education*. 2021; 1: 5-10.
61. Belikov OB, Gavaleshko VP, Belikova NI, Sorochan MM, Semenko IV. Propedeutics of orthopedic stomatology (Protocols of students' work for the 2nd year English speaking students of Stomatological Faculty): Educational manual OOO NPP "Interservice ". Kyiv; 2019. 166 p.
62. Brix O. *Fascinating All Ceramics*. Teamwork Media; 2013. 292 p.
63. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J. Esthet. Restor. Dent*. 2010; 22(6): 412-19. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00378.x24.
64. Chuchulska B, Yankov S, Hristov I, Aleksandrov S. Thermoplastic Materials in the Dental Practice: A Review. *IJSR*. 2017; 6: 1074-1076. doi: 10.21275/ART20178727.
65. Darvell BW. *Materials Science for Dentistry*. 10th ed. Woodhead Publishing; 2018. 842 p.
66. Deepak NV. *Textbook of Prosthodontics*. 2nd ed. Jaypee Brothers Medical Pub; 2017. 1550 p.
67. Degirmenci A, Pehlivan IE, Unalan Degirmenci B. Effects of polishing procedures on optical parameters and surface roughness of composite resins with different viscosities. *Dental Materials Journal*. 2023; 42(2): 199-210. doi: 10.4012/dmj.2022-178
68. Ghahremanloo A, Seifi M, Ghanbarzade J, Abrisham SM, Javan RA. Effect of Polyvinyl Siloxane Viscosity on Accuracy of Dental Implant Impressions. *J Dent (Tehran)*. 2017; 14(1): 40-47.
69. Ghodsi S, Arzani S, Shekarian M, Aghamohseni M. Cement selection criteria for full coverage restorations: A comprehensive review of literature. *J Clin Exp Dent*. 2021; 13(11): e1154-e1161. doi: 10.4317/jced.58671.
70. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*. 2011; 20(2): 153-60.

71. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Mater J.* 2007; 26(6): 906-14. doi: 10.4012/dmj.26.906
72. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules.* 2023; 28: 1619. doi: 10.3390/molecules28041619
73. Johnson T, Wood DJ. *Techniques in Complete Denture Technology.* Wiley-Blackwell; 2012. 112 p.
74. Leung G, Wong A, Chu CH, Yu OY. Update on Dental Luting Materials. *Dentistry Journal.* 2022; 10: 208. doi: 10.3390/dj10110208.
75. Lin GSS, Jurado CA, Afrashtehfar KI. Interdisciplinary Approaches for Integrating Materials Science and Dentistry. *Bioengineering.* 2023; 10(3): 344. doi: 10.3390/bioengineering100303448.
76. McLaren EA and Cao PT. Ceramics in Dentistry—Part I: Classes of Materials. *Inside Dentistry;* 2009: 94-104.
77. Mhadhbi M, Khlissa F, Bouzidi C. Recent Advances in Ceramic Materials for Dentistry. *Advanced Ceramic Materials.* IntechOpen; 2021. 296. doi: 10.5772/intechopen.96890.
78. Misch C. *Principles of Fixed Implant Prosthodontics.* Dental Implant Prosthetics. 2nd ed. Mosby; 2015. doi: 10.1016/B978-0-323-07845-0.00026-9.
79. Murali R. Al-Khuraif AA. Teeth Arrangement for Complete Denture. [Internet]. LAP LAMBERT Academic Publishing; 2010. [cited 2023 Mar 15]. 64 p. Available from: <https://www.perlego.com/book/3330986/teeth-arrangement-for-complete-denture-a-practical-guide-pdf>.
80. Naik VB, Jain AK, Rao RD, Naik BD. Comparative evaluation of clinical performance of ceramic and resin inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta analysis. *J Conserv Dent.* 2022; 25(4): 347-355. doi: 10.4103/jcd.jcd\_184\_22
81. Nassar U, Aziz T, Flores-Mir C. Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2011 Aug; 106(2): 126-33.
82. Nicholson JW, Swift Jr. EJ. Compomers. *JERD.* 2008; 20(1): 3-4. doi: 10.1111/j.1708-8240.2008.00141.x
83. Noort RV. *Introduction to Dental Materials.* 4th ed. Mosby Ltd; 2013. 264 p.
84. O'Brien WJ, editor. *Dental Materials and Their Selection.* 2th ed. Quintessence Pub Co; 2009. 425 p.
85. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J. Prosthet. Dent.* 2006; 96(2): 104-14. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.06.001
86. Papadiochos I, Papadiochou S, Emmanouil I. The Historical Evolution of Dental Impression Materials. *J Hist Dent.* 2017; 65(2):79-89.
87. Powers JM, Wataha JC *Dental Materials: Properties and Manipulation* Elsevier Health Sciences. 2007; 384 p.
88. Rusen E, Mărculescu B, Butac L, Zecheru T, Miculescu F, Rotariu T. Acrylic cements for dental prosthetics. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials.* 2008; 10: 3436-3441.

89. Shelton R, editor. *Biocompatibility of Dental Biomaterials*. Woodhead Publishing; 2017. Chapter 6, Pameijer CH, Biocompatibility of luting cements for dental applications; 77-94. doi: 10.1016/B978-0-08-100884-3.00006-0
90. Shen C, Rawls RH, Esquivel-Upshaw JF, editors. *Phillips' Science of Dental Materials*. 13th ed. Elsevier Saunders; 2021. 448 p.
91. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010; 13(4): 195-203. doi: 10.4103/0972-0707.73379
92. Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, Szymonowicz M, Dobrzyński M. Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry—Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials*. 2021; 14(7): 1592. doi:10.3390/ma14071592
93. Sorrentino R, Ruggiero G, Toska E, Leone R, Zarone F. Clinical Evaluation of Cement-Retained Implant-Supported CAD/CAM Monolithic Zirconia Single Crowns in Posterior Areas: Results of a 6-Year Prospective Clinical Study. *Prosthesis*. 2022; 4: 383-393. doi: 10.3390/prosthesis4030031
94. Vasiliu RD, Uțu ID, Rusu L, Boloș A, Porojan L. Fractographic and Microhardness Evaluation of All-Ceramic Hot-Pressed and CAD/CAM Restorations after Hydrothermal Aging. *Materials (Basel)*. 2022; 15(11): 3987. doi: 10.3390/ma15113987
95. Von Fraunhofer JA. *Dental Materials at a Glance (At a Glance (Dentistry))*. 2nd ed. Wiley-Blackwell; 2013. 128 p.
96. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J*. 2020; 32(8): 365-372. doi: 10.1016/j.sdentj.2020.05.004
97. Wyatt OH, Dew-Hughes D. *Metals, ceramics and polymers*. London: Cambridge Univ. Press; 1974. 625 p.

**ДЛЯ ПОТАТОК**



A series of horizontal lines forming a ruled page for notes. The lines are evenly spaced and extend across the width of the page.

БЕЛІКОВ ОЛЕКСАНДР БОРИСОВИЧ  
РОЩУК ОЛЕКСАНДРА ІГОРІВНА  
ГАВАЛЕШКО ВАСИЛЬ ПЕТРОВИЧ  
БЕЛКОВА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА  
СОРОХАН МИКОЛА МИКОЛАЙОВИЧ

## КУРС ЛЕКЦІЙ: «МАТЕРІАЛОЗНАВСТВО В ОРТОПЕДИЧНІЙ СТОМАТОЛОГІЇ»

Навчальний посібник на електронному носії

Формат 60x84/16. Папір офсетний.  
Гарнітура Times New Roman.  
Цифровий друк. Ум. друк. арк. 18,95.



*Бєліков Олександр Борисович – завідувач закладу вищої освіти кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, Чернівці, доктор медичних наук, професор, Академік УАН. Автор більше 230 друкованих праць, 1 монографії, співавтор 7 монографій, в т.ч. 5 закордонних, автор 1 та співавтор 9 навчально-методичних і навчальних посібників, в т.ч. для іноземних студентів, 9 патентів на корисну модель (2 міжнародного зразка), 1 інформаційного листа, 2 нововведення, 1 методичної рекомендації.*



*Рошук Олександра Георгієвна – доцент закладу вищої освіти кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, Чернівці, кандидат медичних наук, доцент. Автор 45 друкованих праць, 1 монографії, співавтор 4 навчально-методичних і навчальних посібників, у т.ч. 1-го для іноземних студентів, 3 патентів України на корисну модель.*



*Гавалешко Василь Петрович – доцент закладу вищої освіти кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, Чернівці, кандидат медичних наук. Автор 36 публікацій, із них 34 наукового та 2 навчально-методичного характеру, 1 патенту України на корисну модель, 1 нововведення, 1 навчально-методичного та 2 навчальних посібників в т.ч. 2 для іноземних студентів.*



*Бєлікова Наталія Іванівна – доцент закладу вищої освіти кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, Чернівці, кандидат медичних наук. Автор 35 друкованих праць, співавтор 6 монографій, в т.ч. 4 закордонних, автор 1 навчально-методичного посібника, співавтор 4 навчальних і навчально-методичних посібників, у т.ч. 2 для іноземних студентів, 2 патентів на корисну модель, 1 нововведення.*



*Сорохан Микола Миколайович – асистент кафедри ортопедичної стоматології Буковинського державного медичного університету, Чернівці, доктор філософії. Автор 21 друкованої праці, співавтор 2-х закордонних монографій, співавтор 2-х навчально-методичних та навчальних посібників, у т.ч. 2-х для іноземних студентів, 1 патенту на корисну модель.*