

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМ. М.І.ПИРОГОВА**

**Факультет: післядипломної освіти, курс стоматології
Кафедра: ортопедичної стоматології
Автор: к.мед.н., доц. Беляєва Л.Г.**

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач курсом ФПО Чепель Л.І.
“ ” 2023 р.

**МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ
ДЛЯ ЛІКАРІВ-ІНТЕРНІВ**

Практичні заняття на кафедрі

Тема: Основні та допоміжні зуботехнічні матеріали

ВІННИЦЯ-2023 р.

Тривалість заняття: 2 годин

1. ТЕМА: Основні та допоміжні зуботехнічні матеріали

1.1. Актуальність теми:

Стоматологічне матеріалознавство є прикладною наукою, яка розглядає питання розробок та виробництва стоматологічних матеріалів, вивчає їх властивості, вирішує проблеми створення нових, ефективніших матеріалів, які б відповідали сучасним вимогам не тільки клініки ортопедичної стоматології, але й клініки взагалі.

Успіхи у клініці ортопедичної стоматології щодо надання висококваліфікованої ортопедичної допомоги населенню з'явилися насамперед завдяки новим прогресивним розробкам та впровадженню нових, ефективних матеріалів, розроблених на основі досягнень хімії, фізики, фізики опору матеріалів тощо. Важливі етапи в розвитку стоматологічного матеріалознавства - заміна каучуку на акрилові пластмаси, впровадження кобальто-хромових сплавів, сучасних фарфорових мас для металокераміки, фотополімерних матеріалів для облицювання незнімних конструкцій зубних протезів.

Загальна мета.

Вміти:

- Класифікаціювати матеріали, що використовуються в клініці ортопедичної стоматології.
- Пояснювати фізико-хімічні характеристики акрилових пластмас.
- Вміти замішувати пластмасу холодної полімеризації.
- Пояснювати поняття металів і металічних сплавів.
- Класифікувати метали згідно температури їх плавлення.
- Аналізувати фізико-механічні, хімічні, технологічні властивості металів і сплавів металів.
- Класифікувати метали, які застосовуються в ортопедичній стоматології за Міжнародними стандартами (ISO, 1989).
- Тракувати вимоги до стоматологічних металів і сплавів металів.
- Проаналізувати сплави на основі благородних металів: їх загальну характеристику, класифікацію, застосування в клініці ортопедичної стоматології.
- Проаналізувати сплави неблагородних металів: їх загальну характеристику, класифікацію, застосування в клініці ортопедичної стоматології.
- пояснювати різновиди допоміжних матеріалів, що використовують при виготовленні ортопедичних конструкцій;
- характеризувати моделювальні матеріали, вимоги які ставляться до них, різновиди, застосування;
- а налізувати формувальні матеріали, їх властивість, застосування;
- пояснювати характеристику матеріалів, що застосовуються для шліфування і полірування протезів.

| Конкретні цілі | Вихідний рівень знань-умінь |
|--|--|
| Вміти: | |
| 1. Визначити матеріали, які використовуються в ортопедичній стоматології | 1. Класифікаціювати матеріали, що використовуються в клініці ортопедичної стоматології |
| 2. Опрацювати фізико-хімічні властивості пластмас | 2. Пояснювати фізико-хімічні характеристики акрилових пластмас |
| 3. Визначити методи та варіанти замішування пластмас. | 3. Вміти замішувати пластмасу холодної полімеризації |
| 4. Пояснювати поняття металів і металічних сплавів. | 1. Класифікувати метали, які застосовуються в ортопедичній стоматології за |

| | |
|--|--|
| | Міжнародними стандартами (ISO, 1989). |
| 5. Проаналізувати сплави неблагородних металів:їх загальну характеристику,класифікацію,застосування в клініці ортопедичної стоматології. | 2..Аналізувати фізико-механічні,хімічні,технологічні властивості металів і сплавів металів |
| 6. Проаналізувати сплави на основі благородних металів:їх загальну характеристику,класифікацію,застосування в клініці ортопедичної стоматології. | 3. Проаналізувати сплави на основі благородних металів:їх загальну характеристику,класифікацію,застосування в клініці ортопедичної стоматології. |
| 7. Тракувати вимоги до стоматологічних металів і сплавів металів. | |

1.2. Задачі для перевірки вихідного рівня знань:

Запитання №1

Хворий Л, 29 років., потребує заміщення дефектів зубного ряду верхньої щелепи, яке може бути здійсненим шляхом виготовлення мостоподібних протезів з естетичним обличкуванням. Пацієнт страждає непереносимістю до сплавів неблагородних металів. Яка незнімна ортопедична конструкція є найкращим вибором для даного пацієнта?

- А. металокерамічний мостоподібний протез на каркасі з благородних металів;
- В. металокерамічний мостоподібний протез на каркасі з КХС;
- С. мостоподібний протез з пластмаси гарячої полімеризації;
- D. металополімерний мостоподібний протез;
- Е. паяний мостоподібний протез, виготовлений методом штампування.

Запитання №2

Пацієнту проводиться примірка металевого каркасу металокерамічного мостоподібного протеза. Якою повинна бути мінімальна товщина металевого ковпачка із КХС при виготовленні опорної металокерамічної коронки?

- А. 0,3 мм
- В. 0,5 мм
- С. 0,1 мм
- D. 0,8 мм
- Е. 0,4 мм

Запитання №3

Під час виготовлення мостопо-дібних протезів зі сплавів золота та срібно-паладієвого сплаву як припій використовується сплав золота 750-ї проби. Який компонент вводиться до цього сплаву для зниження температури плавлення?

- А. Кадмій
- В. Мідь
- С. Срібло
- D. Платина
- Е. Цинк

1.3. Джерела інформації для поповнення вихідного рівня знань

1. Пропедевтика ортопедичної стоматології /за ред. М.Д.Король. – Вінниця: Нова книга. 2009 – с.187-196.
2. Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение/ Под ред. проф. В.Н. Трезубова – СПб: Специальная литература, 1999. с.46-67.
3. Фантомный курс ортопедической стоматологии/Под ред. проф. В.Н. Трезубова – М.:Медицинская книга; Н.Новгород: Изд-во НГМА, 2001. с.302-307.

2. ЗМІСТ НАВЧАННЯ

Теоретичні питання:

- Класифікувати матеріали в ортопедичній стоматології.
- Визначити вимоги до стоматологічних матеріалів.
- Знати матеріали, які відносять до основних.
- Базисні матеріали. Представників даної групи.
- Значення полімерних матеріалів у розвитку ортопедичної стоматології.
- Хімічна будова та фізико-хімічні характеристики акрилових пластмас
- Реакції полімеризації, співполімеризації, поліконденсації.
- Вимоги до акрилових пластмас.
- Класифікація пластмас.
- Способи формування акрилових пластмас.
- Режими полімеризації акрилових пластмас.
- Поняття металів і металічних сплавів;
- Класифікація металів згідно температури їх плавлення;
- Поняття втомлюваності та витривалості металів;
- Поняття корозії та корозійної стійкості металів;
- Види корозійного зруйнування, їх характеристика;
- Поняття ліквідації. Причини її виникнення.
- Механізм і причини утворення усадкових раковин.
- Поняття внутрішньої напруги металу.
- Класифікація сплавів металів, які застосовуються в ортопедичній стоматології за Міжнародними стандартами (ISO,1989).
- Вимоги до металів і металічних сплавів, що застосовуються в клініці ортопедичної стоматології.
- Сплави на основі благородних металів: загальна характеристика, класифікація.
- Застосування благородних сплавів у клініці ортопедичної стоматології.
- Сплави на основі неблагородних металів: загальна характеристика, класифікація.
- Нержавіюча сталь: склад, властивості, застосування в ортопедичній стоматології.
- Нержавіюча сталь: поняття про леговані сталі.
- Дати визначення поняттю "допоміжні матеріали".
- Види допоміжних матеріалів.
- Види моделювальних матеріалів
- Хімічний склад моделювальних матеріалів
- Властивості моделювальних матеріалів.
- Застосування моделювальних матеріалів.
- Сучасні моделювальні матеріали(представники)
- Формувальні матеріали,їх призначення
- Гіпсові формувальні матеріали,характеристика
- Фосфатні формувальні матеріали,характеристика
- Силікатні формувальні матеріали, характеристика
- Сучасні формувальні матеріали(представники)
- Види і призначення абразивних матеріалів
- Шліфувальні матеріали,характеристика.
- Сучасні шліфувальні матеріали(представники)
- Полірувальні матеріали,характеристика
- Сучасні полірувальні матеріали(представники)

3. Основні джерела інформації:

- 1) Пропедевтика ортопедичної стоматології /за ред. М.Д.Король. – Вінниця: Нова книга. 2009 – с.187-196.
- 2) Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение/ Под ред. проф. В.Н. Трезубова – СПб: Специальная литература, 1999. с.46-67.
- 3) Копейкин В.Н., Демнер Л.М.- Зубопротезная техника.-М.-Медицина.-Триада-Х.-2003- с.116-125, 211-212.

4. Допоміжні джерела інформації

- 1) Фантомный курс ортопедической стоматологии/Под ред. проф. В.Н. Трезубова – М.:Медицинская книга; Н.Новгород: Изд-во НГМА, 2001. с.302-307.
- 2) Коновалов А.Б., Курякина М.В., Митин Н.Е. Фантомный курс ортопедической стоматологии. – Н.Новгород.- Издательство НГМА.- 2001.- с.121-123, 230.

Діагностичний алгоритм до теми заняття

Матеріали, які застосовуються у клініці ортопедичної стоматології, прийнято поділяти на основні та допоміжні.

Основними називають матеріали, з яких безпосередньо виготовляють конструкції ортопедичних зубних протезів, шини та апарати. У літературі можна зустріти термін «конструкційні» матеріали, що є синонімом визначення «основні».

До основних матеріалів слід віднести:

- Метали та їх сплави;
- Кераміку (стоматологічний фарфор і ситалли);
- Полімери (базисні, облицювальні, еластичні, швидкотверднучі пластмаси);
- Композиційні матеріали;
- Пломбувальні матеріали.

Порожнина рога є агресивним середовищем по відношенню до зубних протезів, на них діє комплекс фізичних, хімічних та біологічних чинників. Ортопедичні конструкції піддаються також великим динамічним, механічним навантаженням під час пережовування їжі.

Стоматологічні матеріали, з яких виготовлені ортопедичні конструкції, діють на тканини протезного ложа та поля. У зв'язку з негативною дією багатьох конструкційних матеріалів в останній час збільшено вимоги до їх використання. Матеріали для зубних протезів повинні мати такі властивості: бути біологічно індиферентними, хімічно інертними, стійкими до силових навантажень, що виникають під час змикання зубних рядів, зберігати постійність форми та об'єму; мати хороші технологічні властивості, добре імітувати колір прилеглих тканин і не змінювати його. Усі основні матеріали не повинні мати присмаку та запаху. Біологічна сумісність матеріалів залежить від компонентів, з яких вони складаються; насамперед вони повинні бути нетоксичними як у вільному стані, так і у складі конструкційних матеріалів.

Як уже зазначалося, ротова порожнина є агресивним середовищем, а наявність у ній різнополюсних металів, пломб може призвести до виникнення

гальванічного елементу та гальванічного струму. Слина може бути як електроліт нейтральна у разі рН 7,0; якщо рН від 7 до 7,8 — вона лужна, а від 7 до 5,2 — кисла, в нормі слина звичайно буває слабколужна. Концентрація іонів водню у розчині характеризує силу електроліту, в якому постійно знаходяться ортопедичні конструкції. Тому знання стану рН слини та матеріалів, з яких буде виготовлятися зубний протез, допоможе запобігти виникненню електрорушійних сил, а це, в свою чергу, допоможе уникнути таких станів, як несприйняття до металів, а також виникнення та розвитку корозії. Усі стоматологічні матеріали повинні володіти стійкістю до корозії.

Вибір матеріалів для ортопедичних конструкцій — відповідальний момент, адже ті сили, які виникають у ротовій порожнині, мають динамічний, постійно змінний характер і залежать від консистенції їжі, стану нервової системи. Усі матеріали повинні бути еластичними, що виключає виникнення залишкової деформації.

Сили, що постійно діють у ротовій порожнині, призводять до стирання матеріалів, з яких виготовлені протези. Найтвердішою речовиною ротової порожнини є емаль зубів і переважно з нею порівнюють твердість матеріалів. Ці характеристики необхідно знати у разі використання комбінації таких різних матеріалів, як золото, штучні акрилові зуби, металокерамічні протези тощо. Щодо допоміжних матеріалів, то вони насамперед мають бути нешкідливими для роботи зубного техника та лікаря і опосередковано — для хворого. Досягти цього не так просто, адже в клініці ортопедичної стоматології використовується велика кількість допоміжних матеріалів. Тому так важливо володіти інформацією про фізико-механічні, хімічні, технологічні властивості їх.

До фізичних показників відносять температуру плавлення та кипіння, поверхневий натяг, теплопровідність, термічні коефіцієнти лінійного та об'ємного розширення, оптичні константи, колір тощо, до механічних — міцність, твердість, в'язкість, пластичність, рідкотекучість, пружність тощо.

Акрилові пластмаси для базисів протезів. В ортопедичній стоматології акрилові пластмаси знайшли широке застосування і використовуються як основний матеріал для виготовлення різних видів зубних протезів. Акрилові пластмаси являють собою складні хімічні речовини — похідні акрилової ($\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COOH}$) і метакрилової ($\text{CH}_2-\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COOH}$) кислот, їх складних ефірів та інших похідних. Для потреб ортопедичної стоматології промисловість випускає пластмаси у вигляді комплекту, який складається з порошку (полімера) і рідини (мономера). Одержуються вироби методом формування із суміші (тіста) полімера і мономера. Мономер — метиловий ефір метакрилової кислоти ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COOCH}_3$). Одержують метилакрилат із ацетону і метилового спирту. Метиловий ефір метакрилової кислоти являє собою летку безколірну прозору рідину з різким специфічним запахом. Температура кипіння $100,3^\circ\text{C}$, щільність 0,95. Рідина легко загорається. Під час дії на мономер тепла, УФ-променів може відбутися полімеризація з утворенням прозорої склоподібної твердої речовини — полімера. Полімеризація мономера супроводжується значною усадкою — до 20 %. Для запобігання полімеризації мономера під час

зберігання його наливають у темні флакони, куди додають сповільнювач полімеризації (інгібітор) гідрохінон у кількості 0,005 %. Зберігають мономер у прохолодному місці.

Полімер — поліметилметакрилат. Полімер із мономера може бути отриманий у вигляді блоків або листів. Для цього у мономер додають ініціатор — перекис бензоїлу, далі розчин заливають у відповідні форми. Для надання полімеру спеціальних властивостей можна додавати пластифікатори та інші речовини. Під час нагрівання відбувається полімеризація мономера з утворенням органічного скла (плексиглас).

Отримання акрилового порошку. У промисловості для цього використовують емульсійний метод. Суть методу полягає у полімеризації попередньо емульгованого мономера. Процес полімеризації проходить у спеціальному апараті, основу якого складає об'ємний резервуар — полімеризатор з мішалкою всередині. У резервуар наливають у співвідношенні 2:1 воду і мономер. До суміші додають 0,3 % від кількості мономера перекису бензоїлу (ініціатор) і крохмаль (емульгатор). Масу нагрівають до 84 °С, постійно перемішуючи мішалкою. Крохмаль сприяє емульгуванню мономера, який полімеризується й утворює правильної форми, але різні за діаметром кульки. Розмір кульок залежить від умов, за яких проходить полімеризація, а саме температурного режиму і швидкості обертання мішалки. Отриманий полімер прозорий і безколірний. За допомогою центрифуги порошок відокремлюють від маси, а потім просушують і просіюють на ситі. Для зуботехнічних робіт використовують як безколірний, так і забарвлений порошок. Для забарвлення полімера використовують як органічні, так і неорганічні барвники. Органічні барвники: судан III і IV; неорганічні: жовтий - сульфохромат свинцю, коричневий — залізний марс, зелений — зелень Тен'є, синій — мелорій, оранжевий — хромомалібрат свинцю. Неорганічні барвники мають переваги перед органічними. Вони не руйнуються в реальних умовах експлуатації, дозволяють отримати велику гаму стійкіших кольорів. Як замутнювач використовують окис цинку (1,2-1,5 %) або двоокис титану (0,35-0,5%). Забарвлення і замутнювання порошку проводиться у шарових млинах, під час обертання яких на поверхні кульок адсорбуються барвники і замутнювачі. Під час отримання полімерного порошку для базисів до суміші "вода плюс мономер" додають дибутилфталат у кількості 5 % від маси мономера для надання пластмасі еластичності. Отриманий гранульований порошок містить деяку кількість перекису бензоїлу (0,2-1,2 %), яка може змінюватися залежно від призначення порошку. Порошки, які йдуть для виготовлення самотвердіючих пластмас, містять більшу кількість ініціатора, ніж базисні, які застосовуються для гарячої полімеризації. Емульсійний порошок поділяють на фракції залежно від величини гранул. Просіювання проводиться на ситах з кількістю отворів у 1 см² від 1020 до 10000.

Залежно від поведінки високомолекулярних сполук під дією тепла їх поділяють на три групи:

- 1) термопластичні;
- 2) термореактивні;
- 3) термостабільні.

Термопластичні (зворотні) високомолекулярні сполуки під час нагрівання набувають з підвищенням температури більшої пластичності, часто з переходом у в'язкотекучий стан, а під час охолодження знову повертаються у твердий, пружний стан. Ця властивість не втрачається і в разі багаторазового повторення процесів нагрівання та охолодження. До цих сполук відносять: поліметилметакрилат, полістирол, капрон, полівінілхлорид, поліетилен, поліпропілен, фторопласт, полікарбонат.

Термореактивні (незворотні) полімери мають порівняно невисоку відносну молекулярну масу під час нагрівання до критичної температури (150-170 °C), а в деяких випадках і без нагрівання вони втрачають властивість вторинно розм'якшуватися, у такому разі деякі компоненти зазнають хімічної зміни або руйнуються. До цього виду пластмас належать: бакеліт, амінопласти, фенопласти.

Термостабільні високополімерні сполуки під час нагрівання не переходять у пластичний стан, порівняно мало змінюються і їх фізичні властивості навіть за температури руйнування. За характером деформацій, які виникають у разі механічної дії на високополімерні сполуки, останні можна поділити на дві групи: тверді і пластичні.

Побудова макромолекул відбувається двома шляхами: полімеризацією і поліконденсацією.

Полімеризація — реакція взаємного об'єднання мономерних сполук. У процесі полімеризації шляхом послідовного приєднання багатьох молекул мономера відбувається утворення полімера, але у такому разі не відбувається відщеплення або виділення яких-небудь атомів або молекул. У процесі полімеризації виділяють три стадії. Перша стадія — активація молекул мономера. Вона проходить під дією світла, тепла або деяких хімічних речовин-ініціаторів. У молекулах мономера відбувається розрив подвійних зв'язків, що є обов'язковою умовою для утворення полімерних ланцюгів. Ініціатори — хімічно активні речовини, які значно прискорюють активацію молекул мономера. Вони легко розпадаються на активні радикали, які вступають у реакцію з молекулами мономера, в результаті чого звільняються вільні валентності, на місці яких і відбувається ріст полімерних ланцюгів. Друга стадія — ріст полімерних ланцюгів. На прикладі полімеризації метилметакрилату можна простежити хід реакції під час дії на нього ініціатора — перекису бензоїлу. В об'ємі матеріалу, який полімеризується, виникають активні центри, від яких іде ріст полімерних ланцюгів. Під час реакції на кінцях ланцюгів постійно є вільні радикали, які забезпечують безперервний ріст полімерних ланцюгів. Утворення макромолекул супроводжується вивільненням значної кількості енергії, і весь процес носить характер екзотермічної реакції. Ріст полімерного ланцюга відбувається до певної межі, кількість молекул мономера, що зв'язані в одну макромолекулу, може досягати сотень тисяч. На другій стадії відбувається основний кількісний ріст маси полімера. Під час полімеризації ланцюги, що утворюються, можуть мати неоднакові довжину та структуру. Так, у разі з'єднання мономолекул з одним подвійним зв'язком утворюються лінійні полімери. Якщо полімери мають більше одного подвійного зв'язка, а також за умови введення у процес спеціальних активних

речовин, структура полімера може набувати "зшитого" вигляду, який характеризується утворенням поперечних зв'язків між основними ланцюгами. "Зшиті" полімери мають звичайно вищі фізико-механічні властивості. В ортопедичній стоматології широко використовується "зшита" пластмаса "Акрил". Третя стадія - закінчення процесу полімеризації, обрив полімерного ланцюга, який настає після припинення дії чинників, що зумовили полімеризацію.

Співполімеризація. Цей метод найширше використовується з метою підвищення ефективності базисних матеріалів. Позитивні результати отримані у разі використання статистичної та "щепної" полімеризації. Уведення фрагментів у макромолекулу інших мономерів, "щеплення" дозволяє у широкому діапазоні варіювати властивості матеріалів. У разі синтезу співполімерів велике значення має максимальний відсоток перетворення вихідних мономерів у співполімер, оскільки залишкові мономерні є токсичними речовинами і погіршують властивості матеріалів.

Використовуючи різні мономерні, добираючи різні їх кількісні співвідношення, можна отримувати пластмаси з необхідними властивостями. Прикладами співполімерів, які застосовуються в ортопедичній стоматології, є етакрил, еладент, бакрел, фторакс.

Пошук нових "щеплених" співполімерів на основі фторвмісних олефінів дозволить створити ефективніші конструкційні матеріали для базисів знімних протезів.

Поліконденсація — це процес отримання полімерів у результаті з'єднання мономерів з утворенням високомолекулярних речовин. Завдяки поєднанню таких властивостей, як низька відносна щільність, значна механічна міцність, стійкість до лугів і кислот, низьке вологопоглинання, простота переробки у готові вироби, пластмаси знайшли широке застосування і в ортопедичній стоматології. Нині пластмаси акрилової групи є основними матеріалами, з яких виготовляють різні види зубних протезів. На основі пластмас розроблено відбиткові матеріали: епоксидні смоли, кремнійорганічні смоли, синтетичні каучуки. Більшість пластмас є багатокомпонентними системами. Добраючи окремі компоненти і їх співвідношення, отримують матеріали із сукупністю необхідних властивостей. Крім основної речовини, яка зв'язує, більшість пластмас містять наповнювач (замутнювач), пластифікатор, барвник, каталізатор, інгібітор та інші добавки. Можливість формування виробів (протезів, відбитків) із пластмас визначається тим, що ці матеріали володіють пластичністю. У промисловості полімерів цей метод використовується широко. У стоматологічній практиці він застосування не знайшов. Пластмаси, які використовуються для виготовлення зубних протезів, отримують тільки методом полімеризації.

Композиційні полімери (компомери, керомери) - речовини, в яких методом силанізації з органічною диметакрилатною матрицею об'єднується мінеральний (склокераміка) наповнювач (40-80%). Компомери є просторовим тривимірним поєднанням або комбінацією принаймні двох хімічно різних матеріалів, які мають чітку межу розділу, причому ця комбінація має вищі показники

властивостей, ніж кожен з компонентів окремо.

Штучні компомери, як правило, є сополімерами, призначеними для відновлення зубів.

Класифікація композитних матеріалів.

Усі композитні матеріали, що нині випускаються можна класифікувати по ряду ознак.

1. *За органічною матрицею:* компомери представляють собою окремі диметакрилати (бісфенол-А-дигліцеридметакрилат три-етилглікольдиметакрилат, уретандиметакрилат).

2. *За наповнювачем:*

1) вид наповнювача :

— гідролізований кварц;

— оксид алюмінію;

— алюмосилікат літію;

— інші;

2) ваговий процентний склад:

— 50% - 70% (низконаповнені композиційні матеріали);

— 70% - 87% (висконаповнені композиційні матеріали);

3) за розміром часток :

— макронаповнені або макрофільні (1 - 100 мкм);

— мікронаповнені або мікрофільні (0,04-0,06 мкм);

— гібридні (1-5 мкм \pm 0,05 мкм).

3. *За способом полімеризації :*

1) хімічного затвердіння:

—термополімеризаційні матеріали, тобто матеріали, що вимагають додатковогозовнішнього джерела тепла для полімеризації;

—матеріали, що не вимагають додаткової теплової енергії;

2) світлотверднучі (що фотополімеризуються); 3)подвійного (хімічного і світлового) затвердіння.

4. *За формою випуску:*

- основна і каталізаторна пасти;

— порошок і рідина;

— паста і рідина;

— паста.

Сучасні композиційні матеріали це суміш неорганічних часток, зважених в єдинійорганічній матриці і об'єднаних з нею силановими містками.

В результаті досліджень систем полімерних матриць розроблені форми:

1)що цементують ;

2) адгезивні;

3) відновні:

а) пломбувальні матеріали;б) облицювальні.

Властивості. На властивості композиційних матеріалів великий вплив мають:

а) тип наповнювача - кварц, алюмосилікатне і борсилікатне скло та

ін. У високій концентрації зменшують полімеризаційну усадку, протистоять деформації матриці, знижують коефіцієнт температурного розширення, покращують фізичні властивості (твердість, зносостійкість);

б) форма і розмір неорганічних часток, які залежать від способу отримання наповнювачів (осадження, конденсація, помол розтирання та ін.);

в) концентрація неорганічних часток в композиційному матеріалі.

Механічні властивості компомера визначають довговічність матеріалу, тобто широту його клінічного застосування. До таких властивостей компомера можна віднести:

- усадку, яка сприяє виникненню мікрощілини в зоні крайового прилягання компомера до поверхні порожнини. Більшість композиційних матеріалів дає усадку в межах 0,5- 0,7%. При тому, що хімічно-активовані композиційні матеріали дають усадку у напрямку до центру, а світло активовані- скорочуються у бік джерела світла.

Високий вміст наповнювача, застосування дентинних зв'язуючих агентів і часткове заповнення порожнини з поступовою полімеризацією компенсує усадку полімеризації;

- модуль еластичності, визначається вмістом наповнювача (компомери з низьким вмістом наповнювача більше схильні до деформацій і поломок) і мірою абсорбції води (прямопропорційна залежність).

♦ **Абсорбція** (від лат. absorbtio - поглинання) - поглинання речовини усім об'ємом поглинача-абсорбенту (для порівняння: адсорбція - поверхневе поглинання).

Сила, що розвивається при усадці, визначається модулем еластичності :

- чим нижчий модуль еластичності, тим вираженіша сила усадки;
- чим більше маса компомера, тим більше усадка полімеризації;
- міцність і твердість матеріалу залежать від складу матриці, типу наповнювача (чим більше компомер насичений наповнювачем, тим він міцніший) і міри наповнення (як правило, найбільш тверді композиційні матеріали мають найбільшу величину часточок наповнювача), а також від величини водопоглинання;

- зносостійкість, або опірність стиранню (в середньому 8-10 мкм в рік) знаходиться в прямій залежності від розміру часток наповнювача і величини водопоглинання;

- коефіцієнт температурного розширення залежить від якості і кількості неорганічного наповнювача (висока концентрація наповнювача знижує КТР);.

- водопоглинання (адсорбція) компомерами хімічного затвердіння пов'язане з можливістю гідролізу, а світлотверднучих матеріалів - з низьким вмістом наповнювача і малим розміром часток;

- зміна кольору, забарвлених під природні зуби полімерних матеріалів може бути викликана різними чинниками. Фарбування в результаті дії внутрішніх (хімічних) факторів пов'язане зі станом амінного прискорювача, самої полімерної матриці і метакрилатних груп, що не прореагували.

Колір компомерів може також змінюватися при дії різноманітних зовнішніх чинників, таких як: джерело енергії і тривала витримка в рідині, адсорбції або поглинання різних барвників, присутність яких можлива в

порожнині рота (чай, кава, яблучний сік та ін. харчові барвники).

Таким чином, узагальнюючи усе вище вказане, слід зазначити переваги, що мають місце, і недоліки композиційних матеріалів.

Такими перевагами є:

- естетичність;
- краще, ніж у інших пломбувальних матеріалів, відновлення анатомічної форми зуба, зокрема контактних пунктів;
- можливість створення поліпшеної герметичності;
- низька теплопровідність. Недоліки:
- складна і трудомістка методика застосування;
- низький модуль еластичності;
- вищий, ніж зубні тканини, коефіцієнт температурного розширення;
- велика усадка.

ОБЛИЦЮВАЛЬНІ КОМПОЗИЦІЙНІ МАТЕРІАЛИ

Із зростанням застосування в практиці металопластмасових зубних протезів виникла необхідність адгезії між полімерним матеріалом облицювання і металевим каркасом.

Відомі різні способи з'єднання полімерного облицювання з металевим каркасом протеза :

- механічний, який передбачає використання макро і мікроретенційних пунктів (при моделюванні каркаса з воску), у тому числі - створення перфорацій. Цей варіант застосовується, зокрема, в металоакрилових незнімних протезах;
- фізико-хімічний (електролітичне травлення, піскоструминна обробка, силанізація поверхні металевого каркаса (створення сполучного шару), наприклад, Кевлок-методика фірми "Хереус Кульцер" (Німеччина);
- комбінований, поєднує в собі обидва вищезазначених способи, наприклад, використання механічного кріплення полімеризованої під дією світла пластмаси за допомогою намістинок з адгезивним кріпленням за допомогою проміжного (з'єднуючого) шару Спектр Лінк (фірма "Івоклар", Ліхтенштейн).

Слід зазначити, що для реалізації двох останніх варіантів з'єднання потрібне використання спеціальних адгезивних на-борів, що є невід'ємним компонентом ком-плектів облицювальних матеріалів (що поставляються, наприклад, Спектразит і Хромазит фірми "Івоклар" (Ліхтенштейн), Артглас фірми "Хереус Кульцер" (Німеччина).

Враховуючи важливість цієї обставини, детальніше розглянемо питання отримання сполучного шару при виготовленні полімерних облицювань.

Дослідження зі світлотверднучим облицювальним матеріалом Дентаколор дозволили впровадити метод Силікоатер фірми "Хереус Кульцер" (Німеччина), в основі якого лежить силанізація поверхні металевого каркаса. Зокрема, був розроблений препарат і прилад для піролітичного нанесення дуже тонкого шару оксиду кремнію (SiO_2 - C), на який накладався силановий ґрунт, а потім - полімерний матеріал.

Проте ця методика, так само як і лужіння, силанізація або ж особливо

ефективний на сплавах з високим вмістом золота тіокислотний ґрунтовий шар, істотно поступаються Кевлок-методиці фірми "Хереус Кульцер".

Необхідно відмітити, що вплив сплаву на силу зчеплення при цьому способі повністю виключається, так як виходять майже однакові значення зчеплення (від 24 до 26 МПа) облицювання на сплавах з високим і низьким вмістом золота, срібла і паладію, неблаго-родних металів.

У Кевлок-методиці, що використовується з композиційним матеріалом Артглас, відбувається новий хімічний процес створення полімерного сполучного адгезивного шару на поверхні сплаву.

Це робить можливим отримання гідролитично стабільного з'єднання з високим значенням зчеплення з поверхнею сплаву металів.

Кевлок-методика передбачає наступну послідовність проведення процесу :

- очищення поверхні суцільнолитого каркаса незнімного протеза в піскоструминному апараті (розмір піщинок мінімум 110 мікрон, тиск 2 бар, т. е. 2 атм.). При цьому каркас не піддається ні механічним, ні термічним перевантаженням (максимум нагрівання складає 80° С);

- нанесення на поверхню каркаса протеза пензликами ґрунтового (першого) і клейового (другого) шару з адгезивного набору. У комплект адгезивного набору, окрім рідини для ґрунтового шару і клейової рідини, входять відповідно наконечники для пензликів білого і чорного кольору;

- термоциклічну обробку протягом 15, 30 або 45 с. Час обробки прямо пропорційна товщині каркаса, масивності проміжної частини мостовидного протеза і кількості покритих облицюванням поверхонь.

Важливу роль в цій термічній реакції грає правильний температурний режим і подача кількості тепла в одиницю часу. Для цього робоча ручка приладу Кевлок має продуману комбінацію швидкості потоку, форми насадки, регулювання відстані і час нагріву, що і забезпечує достатньою кількістю тепла з'єднувальний шар, не перегріваючи при цьому сплав.

Температура вхідного отвору в робочому полі інструменту ("повітродувки") з гарячим повітрям (приблизно 80° С) призводить до контрольованого створення високополімерної адгезивної сітки.

При цьому здійснюється процес плавлення ґрунтового (першого) шару білого кольору і клейового (другого) шару адгезивного набору. Сполучний адгезивний шар, що був до обробки матово-шовковим, набув таким чином коричневого кольору, стає повністю гідрофобним, міцним і добре ізолює поверхню металу.

Цей шар дуже термостабільний і стійкий відносно гідролізу. Такі випробування, як кип'ятіння при 100° С, нагрівання від 5 до 55° С або ж перебування у воді протягом декількох місяців, - аж ніяк не зробили шкідливого впливу на міцність з'єднання.

Навпаки, вони підвищують гідроізолюючі властивості з'єднувального шару і забезпечують стабільне безщілинне з'єднання облицювання з каркасом незнімного протеза.

Не менш значущою для клініки є і інша особливість цієї методики - це можливість швидкої реставрації облицювання мостовидних протезів в порожнині рота навіть в тих випадках, коли вона була виконана більш

застарілим способом. Цьому в значній мірі сприяє форма і розмір робочої поверхні інструмента подачі гарячого повітря ("повітродувки").

Для цього необхідно різальним інструментом видалити старе облицювання, очистити каркас за допомогою піскоструминного апарату, а потім обробити його поверхню з використанням адгезивного набору Кевлок.

При цьому термічне активування сполучного шару здійснюється тільки локально під робочою поверхнею інструменту з гарячим повітрям без яких-небудь ушкоджень навколишнього облицювання. Потім на заґрунтованій поверхні відновлюється облицювання композиційним матеріалом відповідного кольору.

Методика Кевлок є складовою частиною системи Артглас, і тому оптимально підходить для композиційної непрозорої маси Артглас. При використанні матеріалу Дентаколор фірми "Хереус Кульцер" виходить також досить міцне з'єднання. Так, наприклад, якщо сила зчеплення сплаву МАЙНГОЛД-БО з матеріалами Артглас дорівнювала 26 МПа, то для з'єднання цього сплаву з Дентаколором цей показник склав 22 МПа.

Артглас (фірма "Хереус Кульцер", Німеччина) є новим видом однокомпонентного, пастоподібного світлотвердіючого облицювального композиційного матеріалу.

Комплект Артглас розрахований на 1000 облицювань і містить маси різального краю (4 кольори), емалеву (3 кольори), ясенну, прозору (5 кольорів), непрозору (ґрунтову) і дентинну (16 кольорів за шкалою Вита: А1, А2, А3, А4, В1, В2, В3, В4, С1, С2, С3, С4, Э2, Б3, Э4, ОР) маси. Сюди включений також набір барвників (11 кольорів).

Готові до вживання пасти дозволяють виконувати роботу швидко, точно і в економному режимі.

Цей матеріал об'єднує в собі наступні властивості:

- високу міцність з'єднання з металевим каркасом незнімного протеза при абразивостійкості на жувальній поверхні бічних зубів;
 - хорошу полируемость (за рахунок наявності у складі 50% дрібнодисперсного скла);
 - високу естетичність (містить кольоростійкі компоненти, відтворення кольору, що гарантують точність, незалежно від товщини шару від 0,5 до 1,5 мм);
 - має оптимальний режим полімеризації. Для світлотверднучого облицювання з Артглас використовується універсальний стробоскопічний прилад Унике, який забезпечує хорошу полімеризацію і може бути використаний для усіх світлотверднучих матеріалів фірми "Хереус Кульцер".
- У цьому приладі можна на високому рівні здійснювати як полімеризацію шарів, так і завершальну полімеризацію. Для здійснення оптимального часу освітлення функціонує автоматична дверна клямка до робочого відсіку. Це гарантує хороший результат з ідеальною передачею кольору і високою механічною міцністю;
- легко моделюється за рахунок однокомпонентності, розфасовки в картриджі трьох діаметрів. Це дозволяє дозувати кількість залежно від в'язкості маси, а також наявності спеціальних інструментів, що обертаються, для

кожного робочого етапу, аж до поліровки. Не можна, не відмітити, що у моделювальних інструментах особлива форма яка дозволяє досить швидко і якісно створити будь-яку форму облицювання;

- простота використання і дозування за допомогою спеціально розробленого аплікатора Мультиджет і картриджів, що, на відміну від існуючих облицювальних матеріалів у вигляді порошку і рідини, виключає колірні відхилення облицювання;

- можливість проведення реставрації раніше створених облицювань в порожнині рота хворого.

Технологія облицювання композиційним матеріалом Артглас каркасів суцільнолитих незнімних протезів передбачає, таким чином, наступні заходи:

- нанесення єднального шару на металевий каркас по методиці Кевлок ;
- послідовне пошарове нанесення пастоподібних мас з аплікатора Мультиджет (відповідно до колірної шкали Вита);
- світло затвердіння в апараті Уніке;
- механічну обробку облицювання з використанням набору інструментів з комплекту Артглас;
- фіксацію протеза на опорних зубах за допомогою цементу.

БЯ-Хромазит і БК-Спектразит - пластмасові матеріали для виготовлення коронок і мостовидних протезів фірми "Івоклар" (Ліхтенштейн).

Облицювальний матеріал БЯ-Хромазит є мікро-наповнений композиційний матеріал на основі уретандиметакрилату, полімеризуючийся при дії температури і тиску. Завдяки його високій абразивній стійкості матеріал піддається поліровці до дзеркального блиску. Полімеризація здійснюється в приладі Івомат.

БЯ-Спектразит - світлотверднучий облицювальний матеріал. Основний набір матеріалів включає:

- комплект для сполучного шару;
- готові до застосування пастоподібні однокомпонентні маси (20 дентинних, 5 мас різального краю) за шкалою Хромаскоп;
- комплект для оптимізації структури і кольору облицювання (9 фарб, 4 забарвлених дентинних і 3 маси різального краю, 7 пришийкових мас).

Крім того, в асортимент матеріалів входять інструменти для моделювання, механічної обробки і поліровки.

Оскільки консистенція дентинних мас і мас різального краю Спектразит узгоджені один з одним, їх можна нашаровувати без проміжної полімеризації, яка проводиться в приладі світлової полімеризації Спектразит. Прилад виконаний з дотриманням необхідного захисту користувача і дозволяє за рахунок своєї потужності і керованого охолодження світлової камери досягти великої глибини затвердіння матеріалів.

Маси Спектразит є додатковими до Хромазит облицювальних матеріалів.

Спосіб з'єднання металу з пластмасою БЯ-Хромазит і БЯ-Спектразит (фірма "Івоклар", Ліхтенштейн) передбачає механічне зчеплення з макро- і мікроретенційними пунктами, а також фізико-хімічне з'єднання за допомогою активаторів зчеплення (з'єднання) Хрому Линк і Спектру Линк.

Принцип дії цих активаторів зчеплення однаковий. Вони мають активну

частину відносно металу і пластмаси. Активна відносно металу частина реагує з підданою піскоструминній обробці поверхнею каркаса і забезпечує належне зчеплення. Активна відносно пластмаси частина утворює хімічне з'єднання зі спеціально розробленою непрозорою масою полімеру, що полімеризується.

В результаті виходить сполучний шар, що забезпечує в основному механічне (за рахунок додаткових мікро- і макроретенційних кульок, правильного оформлення краю і, якщо наявний простір, додаткових ретенційних дужок) і частково, - фізико-хімічне з'єднання.

Проведені порівняльні дослідження активатора Спектру Линк показали збільшення міцності з'єднання на 80%. Під впливом коливань температури і вологості протягом усього періоду спостережень не відмічено істотного зниження міцності з'єднання. Адгезивно-механічна методика з'єднання Спектру Линк порівняно із звичайним механічним способом з'єднання металу з пластмасою має великі переваги.

Набір Спектру Линк містить 7 ґрунтових мас з відповідними рідинами і є світлозатвердівачим активатором щеплення на основі метакрилової кислоти з гідрофобним компонентом. Як гідрофобний компонент Спектру Линк містить фторований алкілметакрилат, який значною мірою зменшує схильність сполучного шару до гідролізу. У адгезивний набір асортименту Хрому Линк входять також 7 хімічно тверднучих ґрунтових мас з відповідними рідинами.

Застосування галогенового світла для затвердіння облицювання виключає негативний вплив нагрівання металевого каркаса при термозатвердінні, яке може призводити до зниження адгезійної міцності і надійності з'єднання з облицюванням. Эвикрол 3+В, - світлоотверждаемый мікрофільний композиційний матеріал (комбінація диметакрилата з мікрофільним наповнювачем на базі колоїдного діоксиду кремнію) рекомендується виробником - фірмою "Спофа Дентал" (Чехія) - для облицювання незнімних протезів і реставрації облицювань при протезуванні штифтовими зубами переднього відділу зубного ряду.

Матеріал володіє кольоростійкістю, технологічністю, природною флюоресценцією. Реставрувати облицювання Эвикролом можна безпосередньо в порожнині рота. Цей однокомпонентний матеріал має 16 відтінків, близьких до колірної шкали Віта (A10, A20, A30, A35, A40, B10, B20, B30, B40, CЮ, C20, C30, C40, B20, Э30, O40). Упаковка

містить 16 відтінків маси для шийки, дентину і емалі; порошки і рідину для ґрунта; 10 інтенсивних барвників в ампулах для індивідуального підфарбовування (червоний, синій, жовтий, зелений, оливковий, помаранчевий, коричневий, темно-коричневий, чорний, сіро-білий); 3 шприци з основною, прозорою і ясенною масою; 2 флакони рідини для моделювання і гель, що забезпечує твердіння композиційного матеріалу на поверхні. Эльцебонд ССУ- композиційний матеріал фірми "Шутц-Дентал" (Німеччина) для облицювань незнімних протезів. Поставляється шести кольорів за шкалою Віта.

Полімеризується променевою енергією. З його допомогою можна відновлювати облицювання безпосередньо порожнини рота.

Для проведення полімеризації облицювань металопластмасових протезів з

цього матеріалу рекомендується використовувати настільний апарат Спектру, в якому уся процедура полімеризації здійснюється за 8 хв. Для проведення ж короткотривалих робіт полімеризацій використовується настільний апарат КУ-ПЛЦ.

Однією з останніх розробок фірми "Шутц-Дентал" (Німеччина) в області облицювальних композиційних матеріалів є Диа-балка. Цей пастоподібний світлоотверждаемый однокомпонентний матеріал восьми кольорів по забарвленню Віта (A2, A3, A3/5, A4, B2, B3, C3, T>T) розфасований в шприци. У набір входять непрозорі (грунтові), дентинні, пришийкові маси і маси для різального краю. Використання матеріалу передбачає техніку пошарового нанесення облицювального матеріалу пензликом з проведенням проміжної (10 с) і основної (8 хв.) полімеризації після нанесення кожного шару в апаратах КУ-ПЛЦ і Спектру.

Фірмою "Галеніка" (Югославія) випускається Дурогал - світлополімеризуючий композиційний матеріал для облицювання коронок і мостовидних протезів. Може використовуватися при роботі з будь-яким сплавом. Випускається 16 відтінків відповідно до колірної шкали Віта. Для кожного кольору є маса для шийки, дентину і емалі зуба.

Матеріал розфасований в шприци з наконечником, що нагвинчується. Полімеризація виконується в апараті Дурогал. Апарат сконструйований таким чином, що для його роботи досить одного джерела живлення (відпадає потреба в компресорі і дистильованій воді). Час підготовки апарату до роботи складає 2 хв. При цьому апарат працює безшумно і не забруднює довкілля (забезпечений високоякісними фільтрами, що забезпечують повний захист користувача), що дозволяє встановлювати його на поверхні робочого столу зубного техника.

Застосування методу низькотемпературної полімеризації і матеріалів групи Дурогал дає можливість уникнути тріщин в місцях з'єднання металу і облицювання, що часто відбувається при гарячій полімеризації. Велика перевага цього матеріалу полягає в тому, що відновлення облицювання можна проводити безпосередньо в порожнині рота. Для цієї мети застосовується апарат полімеризації ЛЮКСОГАЛ-АС. Він є джерелом синього світла високої інтенсивності, в якому правильно збалансований оптичний фільтр забезпечує оптимальний захист лікаря і пацієнта.

Світлоотверждаемый облицювальний матеріал для незнімних протезів, аналогічний вищеназваному, поставляється фірмою "ДжиСі" (Японія) під торговельною назвою Терморезин ІІЛ Сі (10 відтінків за шкалою Віта). Він упакований в шприци з наконечником, що нагвинчується. Для проведення світлополімеризації фірма рекомендує використовувати прилад Лаболایت ЛВ-П.

У Німеччині широко застосовується так звана "система SOS", яка включає усе необхідне для безпосереднього виготовлення вкладок і облицювань зі світлоотверждаемого композитного матеріалу, :

- матеріал для вкладок, який є аналогом рентгено-контрасного композиційного матеріалу Геліомолар, має хорошу плинність в пластичному стані, зносостійкість і здатність до виділення фтору. Вкладку можна фіксувати цементом хімічного і світлового затвердіння Дугал;

- моделювальний матеріал Блюфэйз-Р - силіконова паста, що твердне за рахунок реакції поліприєднання. Матеріал випускається в заздалегідь дозованих капсулах для використання із змішувачем;

- полівінілсилоксановий відбитковий матеріал високої вязкості Red - фэйз-Р, який відповідає вимогам отримання відбитків для вкладок;

- автоклавируемую часткову відбиткову ложку, яка сконструйована спеціально для отримання відбитків з премоляру, моляра і пришийкової області.

У комплект входить також ряд допоміжних матеріалів фірми "Івоклар" (Ліхтенштейн).

У групу композиційних матеріалів для облицювання незнімних протезів, які займають проміжне положення між акриловими пластмасами і керамічними масами, входять керомери (керамікою оптимізовані полімери), розроблені на базі мікрогібридних композиційних матеріалів, пластмаси і скловолокна.

Керомери на 80% складаються з неорганічних керамічних наповнювачів, вбудованих за допомогою силанізації в органічну матрицю.

Завдяки ущільненню мікроскопічних неорганічних наповнювачів керомери поєднують в собі переваги керамічних (естетичний ефект) і пластмасових матеріалів (висока міцність на вигин, готова до вживання пастоподібна форма випуску, контроль кольору під час нашарування), вживаних для облицювання незнімних протезів.

Крім того, для них характерні такі властивості, як:

- абразивостійкість до антагоністів, зубних паст і щіток;
- міцний і надійний зв'язок з композиційним матеріалом для фіксації;
- щільне крайове прилягання порівняно з випробуваними композитними матеріалами;
- природний вид облицювання завдяки високій світлопроникності і напівпрозорій упоєднанні із забарвленням по забарвленню Хромоскоп;
- просте і зручне застосування пастоподібних мас різної консистенції;
- можливість візуального контролю кольору при моделюванні, під час нанесення шарів, завдяки природному коефіцієнту заломлення світла;
- для фіксації облицювання з керомера (наприклад, Таргис) на металевому каркасі потрібно спеціальна механічна ретенція у вигляді кульок.

Таким чином, керомери відповідають міжнародним стандартам для облицювальних пластмас і пломбувальних матеріалів, що і зумовлює широту їх застосування в клініці для:

- вкладок;
- поодиноких коронок передніх зубів;
- облицювань поодиноких коронок бічних зубів з каркасом із скловолоконного матеріалу;
- облицювань опорних коронок і тіла мостовидного протеза з каркасом із скловолоконного матеріалу при втраті одного зуба;
- облицювань металевих каркасів коронок і мостовидних протезів.
- Таргис - пастоподібний світлоотверждаемый облицювальний матеріал з групи керомерів (фірма "Івоклар", Ліхтенштейн) володіє усіма вищезазначеними

достоїнствами. Випускається 20 кольорів по забарвленню Хромаскоп, але в основний набір матеріалів входять 10 найбільш поширених кольорів дентинної маси (130/2A, 140/ 1C, 210/2B, 220/т, 230/1E, 310/3A, 410/4A, 420/6B, 430/4B, 510/60). Дентинні маси інших десятиколірів поставляються додатково.

Окрім цього, в асортимент матеріалу Таргис входять 4 маси ріжучого краю, прозора маса, рідина Таргис Линк, 6 непрозорих і 6 ґрунтових мас. Таким чином, використання дентинних, ясенних мас і мас різального краю дозволяє індивідуалізувати колірну палітру незнімної конструкції.

При моделюванні облицювань з матеріалу Таргис послідовно наносять шари непрозорий, дентинний, прозорий і маси ріжучого краю. При цьому після нанесення кожного шару проводять полімеризацію. Для затвердіння матеріалу використовується спеціальний прилад - світлова піч Таргис Пауэр, в якій під впливом керованого температурного циклу в комбінації зі світлом протягом 25 хв. здійснюється полімеризація.

Як допоміжний світловий ініціатор під час підготовчих робіт застосовують прилад Таргис Квик, який забезпечує проміжне затвердіння матеріалу (10-20 с на одну поверхню опорної коронки і тіла мостовидного протеза).

Тому сумарні витрати часу на проведення полімеризації, як вказують фахівці фірми "Івоклар", при освітленості робочого місця зубного техника в 1500 люкс складає для:

- непрозорих мас - 60 хв.;
- дентинних мас - 20 хв.;
- мас різального краю - 10 хв.;
- основної маси для ґрунтовки поверхні - 4 хв.

Пастоподібні маси з матеріалу Таргис використовуються не тільки самостійно або для облицювання металевих каркасів незнімних протезів, але і для облицювання каркаса (арматури) незнімного протеза з композиційного матеріалу Вектріс.

Вектріс - прозорий трикомпонентний світлоотверждаемый матеріал фірма "Івоклар" (Ліхтенштейн) для каркасів незнімних протезів на базі декількох шарів скловолокна і просторово зорієнтованих скловолоконних пучків, посилені тією ж органічною матрицею, що і у облицювального матеріалу Таргис.

Матеріал не забарвлений в який-небудь певний колір. Міра непрозорості вибрана таким чином, що каркас забарвлюється в природний колір зуба (ефект хамелеона). Тому колір протеза може бути остаточно (на 100%) визначений тільки в порожнині рота пацієнта.

Цей матеріал, що має високі показники міцності, дуже широко використовується в космічній і оборонній промисловості, в літако- і суднобудуванні, при виготовленні бронежилетів.

У ортопедичній стоматології Вектріс застосовується для виготовлення:

- каркасів поодиноких коронок бічних зубів (тільки з Вект-рис Сінгл);
- каркаса мостовидного протеза (з Вектрис Понтік і Вектрис Фрэйм), в якому, окрім забезпечення монолітного з'єднання опорних коронок і тіла протеза, додатково посилюється міцність усієї конструкції.

Таке використання компонентів матеріалу Вектрис дає надійне з'єднання

матеріалів і дозволяє рівномірно розподіляти діючі на незнімний протез жувальні навантаження.

Таким чином до достоїнств композиційного матеріалу Вектрис слід віднести:

- високу міцність (із-за силанізованих волокон, зв'язаних з органічною матрицею) при незначній товщині каркаса;
- хороший і надійний хімічний зв'язок з облицювальним матеріалом Таргис, а також з цементом Варіолінк при адгезивній фіксації облицювання;
- хороші естетичні показники із-за його прозорості;
- точність каркаса протеза.

Досягнення таких високих фізичних показників матеріалу при його низькій питомій вазі можливо за рахунок поєднаного застосування вакууму, тиску і світла в процесі його обробки, яка проводиться на розбірній робочій моделі щелепи. Контроль процесу затвердіння матеріалу здійснюється протягом 9 хв. автоматично (за заданою програмою) в апараті Вектрис- K5Y.

Технологія отримання каркаса мостовидного протеза з матеріалу Вектрис передбачає низку послідовних заходів, які полягають в, :

- отриманні і підготовці розбірної робочої моделі щелепи з супергіпсу;
- формуванні проміжної частини каркаса протеза з Вектрис Понтік;
- затвердінні тіла (проміжній частині) каркаса мостовидного протеза і його наступної механічної обробки;
- формуванні і обробці опорних коронок каркаса мостовидного протеза з Вектрис Фрэйм (до 2/3 висоти опорних зубів).

На підготовлений каркас, після його обробки оксидом алюмінію в піскоструминному апараті під тиском 1 атм. і очищення пором, пошарово наносять облицювальний матеріал Таргис.

Фіксацію готового незнімного протеза на опорних зубах проводять матеріалом Варіолінк.

• **Фарфор**-керамічний продукт, що отримується в результаті випалу порцелянової маси, приготовленої з основних компонентів - каоліну, польового шпату, кварцу і барвників.

Властивості фарфору залежать від багатьох факторів. Головні з них - хімічний склад компонентів, ступінь їх роздрібнення (дисперсність), температура і тривалість випалювання. Фарфор відноситься до групи матеріалів, що представляють собою суміш, яка містить глинисті речовини (слово «керамічний» походить від грец. «Керамос»- горшкова глина). У цій суміші каолін як глинистий матеріал грає головну роль сполучної речовини, скріплює частки наповнювача-кварца. Обидва ці речовини утворюють тверду основу фарфора, окремі зерна якого цементуються під час випалу третім елементом - полевым шпатом.

Сучасний стоматологічний фарфор є результатом вдосконалення твердого, тобто побутового декоративного фарфору.

За хімічним складом стоматологічні фарфорові маси стоять між твердим фарфором і звичайним склом.

За своїм призначенням фарфорові маси є вихідним матеріалом для:

1. Заводського виготовлення стандартних штучних зубів;

2. Заводського виготовлення стандартних порцелянових коронок і заготовок для порцелянових вкладок;
3. Індивідуального виготовлення фарфорових коронок в умовах зуботехнічної лабораторії;
4. Індивідуального виготовлення вкладок в умовах зуботехнічної лабораторії;
5. Облицювання суцільнолитих каркасів металевих незнімних зубних протезів (коронки, мостоподібних протезів).

Класифікація фарфорових мас

Фарфорові матеріали, що застосовуються у стоматологічній практиці, залежно від температури плавлення класифікують як:

- *Тугоплавкі (1300-1370 C)*
- *Середньоплавкі (1100-1260 C)*
- *Легкоплавкі (860-1070 C).*

Як правило, тугоплавкі порцелянові маси застосовуються для промислового виготовлення штучних зубів, що використовуються у знімному протезуванні, середньоплавкі та легкоплавкі – для модельного відновлення анатомічної форми зубів у металокерамічному незнімному протезуванні.

Однак широка розноманітність розроблених керамічних систем для зубопротезного виробництва досі не має чіткої класифікації.

На наш погляд, найоптимальніша класифікація належить В.І.Сріпін (1998), де він розрізняє:

- Типові кераміки та їх складові (алюмінієва оксидна, польовошпатна порцеляна, склокераміка, ситали для покриттів із барвниками);
- За способом застосування (порцеляна для облицювання металевих каркасів незнімному протезуванні, металокерамічних вкладок);
- За методом виготовлення протеза (суцільнолита кераміка з подальшою корекцією морфологічної структури протеза і кольору, фрезерована кераміка на керованому комп'ютером обчислювальному центрі).

Характеристика компонентів фарфорових мас

Каолін-біла глина, яка міститься у фарфоровій масі від 3 до 65%. При цьому чим більше в суміші каоліну, тим менше прозорість і тим вища температура випалу фарфорової маси. Основною частиною каоліну (99%) є алюмосилікат - каолініт ($\text{Al}_2\text{O}_3 \times 2\text{SiO}_2 \times 2\text{H}_2\text{O}$). Температура його плавлення 1880 C. Каолін впливає на механічну міцність і термічну стійкість фарфору.

Польовий шпат - це безводні алюмосилікати калію, натрію або кальцію.

Температура плавлення його дорівнює 1180-1200 C. При високій температурі польовий шпат забезпечує розвиток склоподібної фази, у якій розчиняються інші компоненти (кварц, каолін). Склоподібні фази надають пластичність масі під час випалення і зв'язують складові частини. Польовий шпат створює блискучу глазуровану поверхню зубів після випалу. При розплавленні він перетворюється на в'язку аморфну склоподібну масу. Чим більше в суміші польового шпату (і кварцу), тим прозоріше порцелянова маса після випалу.

При випалюванні фарфорової маси польовий шпат як більш легкоплавкий компонент, знижує температуру плавлення суміші. У зв'язку з цим його розглядають в ролі флюсу. Склад польового шпату у фарфоровій суміші досягає 60-70%. Польовий шпат, частіше калієвий, називають мікрокліном або ортоклазом - залежно від структури. Ортоклаз ($K_2O \times Al_2O_3 \times 6SiO_2$) - основний матеріал для отримання стоматологічної порцелянової маси. Натрієвий польовий шпат називається альбітом, кальцієвий - анортитом.

Кварц (SiO_2) - мінерал, ангідрид кремнієвої кислоти. Кварц тугоплавкий, температура його плавлення становить 1710 С. Він зміцнює керамічний виріб, надає йому велику твердість і хімічну стійкість. Кварц зменшує усадку і знімає крихкість виробу. Твердість кварцу за шкалою Мооса дорівнює 7. У процесі випалу кварц збільшує в'язкість розплавленого польового шпату. При температурі 870-1470 С, кварц збільшується в об'ємі на 15,7%, в результаті чого знижується усадка порцелянової маси. До складу порцелянової маси для виготовлення зубів кварц вводять в кількості 25-31%.

Барвники забарвлюють порцелянові маси в різні кольори, властиві природним зубам. Зазвичай барвниками є оксиди металів.

ОСНОВНІ ВЛАСТИВОСТІ СТОМАТОЛОГІЧНОГО ФАРФОРУ

Стоматологічний фарфор має високу хімічну стабільність і прекрасні естетичні властивості, які з часом не погіршуються. Теплопровідність і коефіцієнт термічного розширення стоматологічного фарфору співпадають з аналогічними характеристиками дентину і емалі, тому якщо краї реставрації добре прилягають, то проблеми, пов'язані з появою крайової проникності, будуть мінімальними.

За фізичними властивостями стоматологічні фарфори близькі до скла, структура їх ізотропна. Вони є переохолодженими рідинами і внаслідок високої в'язкості можуть зберігати склоподібний ізотропний стан при охолодженні без помітної кристалізації.

Стоматологічні фарфори можуть переходити при розм'якшенні або затвердінні з твердого в рідкий стан (і назад) без утворення нової фази.

Скло не має власної температури плавлення, а характеризуються інтервалом розм'якшення. Фарфор утворюється в результаті складного фізико-хімічного процесу взаємодії компонентів фарфорової маси при високій температурі.

Численними мікроскопічними дослідженнями встановлені наступні основні структурні елементи фарфору:

- 1) скловидна ізотропна маса, що складається з полевошпатного скла з різною мірою насичення (Al_2O_3 , SiO_2);
- 2) оплавлені частинки кварцу, що не розчинилися в склі;
- 3) кристали муліта $3Al_2O_3 \times 2SiO_2$, розподілені в розплаві кремнеземполевошпатного скла;
- 4) пори.

Скловидна ізотропна маса в сучасних стоматологічних фарфорах складає їх основну масу. Вона обумовлює його якість і властивості. Кількість склофази зростає при підвищенні температури плавлення і збільшенні часу розплавлення. Співвідношення кристалічної і скловидної фаз визначає фізичні властивості

фарфору. Зміст склофази у фарфорових масах забезпечує їх блиск і прозорість. Завищена температура обпикання призводить до появи на поверхні виробу надмірного блиску і дрібних бульбашок.

При надмірному збільшенні склофази міцність фарфору зменшується. Частки кварцу, що не розчинилися в полевошпатному склі, разом з кристалами муліта і глинозему утворюють скелет фарфору. Важливим чинником в будові фарфора є пори. Найбільшу пористість (35-45%) матеріал має перед початком спікання.

У міру утворення скловидної фази пористість знижується. При цьому підвищується щільність матеріалу і, відповідно, скорочуються розміри виробу. Повному знищенню пор заважають бульбашки газів, що знаходяться в них і утворюються в результаті фізико-хімічної взаємодії окремих компонентів маси. Висока в'язкість полевошпатного скла заважає видаленню газових бульбашок з фарфорового матеріалу, чим і обумовлюється утворення закритих пор.

При виготовленні коронок, вкладок, мостовидних протезів фарфоровий порошок змішують з дистильованою водою до консистенції густої кашки. Фарфорову кашку наносять на матрицю, приготовану з платинової фольги, або на вогнетривку модель для приготування вкладок або безпосередньо на метал при облицюванні фарфором металевих незнімних протезів. Кашку ретельно конденсують, надлишок води видаляють фільтрувальним папером. Після цього виріб встановлюють на керамічний піднос і підсушують у вхідному отворі вакуумної печі. Потім протез, який обпікали вводять в піч і проводять випалювання згідно з режимом, рекомендованому виробником фарфорового матеріалу.

Оптичні властивості фарфору є одними з головних переваг штучних зубів.

Коронка природного зуба просвічується, але не така прозора, як скло. Це пояснюється тим, що разом з абсорбцією світла прозорість виражається співвідношенням дифузнорозсіяного світла і світла, що проходить. Світло, що складається з хвиль різної довжини, потрапляючи на поверхню зуба, може поглинатися, відбиватися і заломлюватися.

Оптичний ефект фарфору близький до такого у природних зубах в тих випадках, коли вдається знайти правильне співвідношення між склофазою і замутнювачами фарфору. Зазвичай цьому заважає велика кількість повітряних пор і замутнююча дія кристалів. Зменшення кристалічних включень призводить до підвищення деформацій виробу під час випалювання і пониження міцності фарфору. Такий шлях підвищення прозорості має певну межу.

Другий шлях збільшення прозорості стоматологічного фарфору полягає в зменшенні розміру і кількості газових пор. До випалювання сумарний об'єм включеньсконденсованої фарфорової кашки складає 20-45%.

Для зменшення газових пор запропоновано 4 способи:

1) обпалювання фарфору у вакуумі - при цьому способі повітря видаляється раніше, ніж воно встигне затриматися в розплавленій масі;

2) обпалювання фарфору в дифузному газі (водень, гелій), коли звичайну атмосферу печі заповнюють здатним до дифузії газом; під час випалювання повітрявиходить з проміжків і щілин фарфору (метод непридатний на практиці)

3) обпалювання фарфору під тиском 10 атм. Якщо розплавлений фарфор охолоджувати під тиском, то повітряні бульбашки можуть зменшуватися в об'ємі, і їх світлозаломлююча дія значно слабшає. Тиск підтримують до повного охолодження фарфору. Цей спосіб ще застосовують на деяких заводах для виробництва штучних зубів. Недолік методу полягає в неможливості повторного розігрівання і глазуруванні під атмосферним тиском, оскільки бульбашки газу відновлюються при цьому до первинних розмірів;

4) при атмосферному обпалюванні для підвищення прозорості фарфору використовується крупнозернистий матеріал. При випалюванні такого фарфору утворюються більші пори, але кількість їх значно менша, ніж у дрібнозернистих матеріалів.

З вказаних 4 способів найбільшого поширення набуло вакуумне обпалювання, яке застосовується нині як для виготовлення протезів в зуботехнічних лабораторіях, так і на заводах при виробництві штучних зубів. Фарфор, що обпалюється у вакуумі, має в 60 разів менше пор, ніж при атмосферному випалюванні.

При випалюванні фарфорових мас усадка складає 20-40%. Причинами такої усадки

є:

- недостатнє ущільнення (конденсація) частинок керамічної маси;
- втрата рідини, необхідної для приготування фарфорової кашки;
- вигорання органічних добавок (декстрин, цукор, крохмаль, аніпінові барвники)

Міцність фарфору залежить від рецептури (складу компонентів) фарфорової маси

і технології виробництва. Основними показниками міцності являються:

- міцність при розтягуванні;
- міцність при зжиманні (4600-8000 кг/см²);
- міцність при вигині (447-625 кг/см²).

Великий вплив на міцність чинить метод конденсації частинок фарфору. Існує 4 методи конденсації :

- електрохімічною вібрацією;
- колонковою кистю;
- метод гравітації (без конденсації);
- рифленим інструментом.

Більшість дослідників вважають, що найкращого ущільнення фарфорової маси можна досягти рифленим інструментом з наступним застосуванням тиску під фільтрувальним папером при відсмоктуванні рідини.

Серед технологічних умов, які істотно впливають на показники міцності, необхідно відмітити наступні:

- необхідне ущільнення матеріалу, тобто конденсація частинок фарфору ;
- гарне просушування маси перед випалюванням;
- оптимальна (як правило, не більше 3-4) кількість обпалювань;
- проведення випалювання при адекватній для даної маси температурі;
- час випалення;
- спосіб застосування вакууму при випалюванні;

- глазурування поверхні протеза.

Прокоментуємо залежність міцності фарфору від зміни (порушення) технології обпикання:

- 1) початок обпикання повинен співпадати з початком розрядки атмосфери робочої камери печі;
- 2) досягши оптимальної температури випалювання має бути досягнутий повний вакуум;
- 3) збільшення кількості випалювань знижує міцність фарфору ;
- 4) випалювання при температурі, що перевищує оптимальну, зменшує міцність через нестачу кількості склофазы;
- 5) випалювання при температурі нижче оптимальної для данної маси знижує міцність через надмірне збільшення склофазы;
- 6) час випалювання у вакуумі досягши оптимальної температури не перевищує 2 хв.(при збільшенні часу витримки під вакуумом навіть при оптимальній температурі міцність фарфору зменшується).

Кращі сорти стоматологічного фарфору при дотриманні оптимальних режимів виготовлення виробів мають міцність при вигині 600-700 кг/см². Подібна міцність стоматологічного матеріалу є недостатньою.

ЗАСТОСУВАННЯ ФАРФОРОВИХ МАС

- Стандартні штучні фарфорові зуби

Стандартні штучні фарфорові зуби є одним з основних елементів повних і часткових знімних пластинкових і дугових (бюгельних) протезів.

Їх основною перевагою перед металевими і полімерними штучними зубами є висока імітуюча здатність. Світловідображуючі якості фарфору в більшості своїй нагадують такі як у природних зубів. Світлостійкість фарфору також поза конкуренцією. Крім того, фарфор дуже індиферентний для організму людини і абсолютно показаний для осіб з підвищеною чутливістю до полімерів.

З недоліків фарфорових зубів слід відмітити їх крихкість, недостатньо міцне з'єднання з базисом протеза, низьку стираємість, гірші, ніж у полімерних зубів, технологічні властивості. Недостатня міцність зубів в області кріплення крампонов (в крампонних зубах) і пустотілій частині (в діаторичних зубах) проявляється при неблагоприємних артикуляційних співвідношеннях.

Крампон - фіксувальний дрітаний елемент, переважно для передніх штучних фарфорових зубів. Крампони можуть бути прямими, зігнутими, з гудзиковими закінченнями.

- Стандартні фарфорові коронки

Стандартні фарфорові коронки с прилягаємими до них металічними штифтами застосовували для заміщення дефектів коронкової частини зубів. В фарфоровій коронці штифт може бути укріплений стабільно, або коронку і штифт виготовляють окремо. Другий варіант зручніший для практичного застосування.

- Фарфорові коронки індивідуального виготовлення

Для випалювання фарфорової коронки потрібна міцна основа - матриця, яка повинна витримувати температуру випалювання фарфору, не змінювати

колір і внутрішні параметри коронки. Цим вимогам повністю відповідає матриця, виготовлена з платини. Крім того, даний метал має високу температуру плавлення (1773,5 C) і не утворює забарвлених оксидів. Він легко вальцується в тонку, але досить жорстку фольгу (0,025 мм). Коефіцієнт термічного розширення його відповідає такому у фарфорової маси. Платинова фольга може бути легко відокремлена від готової обпаленої коронки.

Таким чином, його втрати (по вазі) в цілому дуже малі. Залишки ж можуть бути переплавлені і перетворені на нову фольгу.

Основні технологічні операції при виготовленні фарфорової коронки заключаються:

- 1) в підготовці платинової матриці, яка встановлюється на модель зуба;
- 2) в нанесенні на матрицю фарфорової маси (заздалегідь фарфоровий порошок замішують з дистильованою водою до консистенції густої кашки і за допомогою спеціального шпателя і пензлика наносять на матрицю);
- 3) в проведенні випалювань.

Зазвичай при виготовленні фарфорової коронки проводять 3-4 випалювання згідно рекомендованому виробником режимом.

Основними недоліками фарфорових коронок є:

- крихкість;
- погане крайове прилягання;
- висока абразивність, що позначається на зубах-антагоністах

Металокерамічні коронки, які є альтернативою фарфоровим, мають більшу міцність і краще крайове прилягання, а також вимагають препарування оральної поверхні зубів в меншому об'ємі. Глибоке препарування потрібне тільки на вестибулярній поверхні для маскування каркаса протеза.

- Комбінація фарфору з металами (металокераміка)

Друга половина 80-х років характеризується новими досягненнями в технології стоматологічного фарфору, який є основою багатофункціональних відновних матеріалів керамічної природи.

* **Металокераміка** - технологічне об'єднання двох матеріалів - металевого сплаву і стоматологічного фарфору або ситалу, - в якому перший служить каркасом, основою, а фарфор або ситал - облицюванням.

Переваги таких протезів очевидні, оскільки вони поєднують в собі переваги суцільнолитих протезів перед штамповано-паяними (точність виготовлення, міцність, відсутність припою та ін.), а також високі естетичні і оптимальні токсикологічні властивості фарфору.

Естетичні властивості комбінованого протеза визначаються якістю керамічного облицювання.

* **Облицювання** - покриття поверхні виробу природним або штучним матеріалом, експлуатаційними (захисними) і декоративними якостями.

У стоматології облицювання протезів виконує декілька цілей - маскування

і ізоляцію каркаса зубного протеза і, найголовніше, імітування твердих тканин природних зубів.

СИТАЛИ (СКЛОКЕРАМІКА)

* **Ситали** - це склокристалічні матеріали, що складаються з однієї або декількох кристалічних фаз, рівномірно розподілених в скловидній фазі.

Ситали застосовуються при протезуванні переднього відділу зубних рядів штучними коронками і мостовидними протезами невеликої протяжності. Їх відрізняють висока міцність, твердість, хімічна і термічна стійкість, низький коефіцієнт розширення. Основним недоліком ситалів є одноколірна маса і можливість корекції кольору тільки нанесенням на поверхню протеза емалевого барвника.

Ступінь закристалізованості і вид кристалічної фази (кордиєрит, сподумен, дисилікат літія) визначають основні фізико-механічні властивості ситалов: міцність, пружність, крихкість, твердість.

Механічні властивості склокерамічних матеріалів.

Вважають, що на механічні властивості матеріалів великий вплив чинять:

- розмір частинок кристалічної фази;
- доля кристалічної фракції в об'ємі матеріалу;
- міцність зв'язку в областях поверхонь розділу кристалічної і скляних фаз;
- різниця у величині модуля пружності;
- різниця коефіцієнтів термічного розширення.

Руйнування крихких та твердих речовин майже завжди починається від невеликого внутрішнього або поверхневого дефекту, такого, як мікротріщина, який діє, як концентратор напруги. Якщо кристалічна фаза має достатню міцність, то тріщини почнуть утворюватися в скляній фазі.

Міцність характеризує властивість ситалу складати супротив руйнівному зовнішньому навантаженню. Залежно від виду статистичного навантаження розрізняють межу міцності при розтягуванні, стискуванні, вигині, ударі.

Під час варіння скломаси вплив в'язкості на процес видалення газових включень (освітлення) і усереднювання складу за об'ємом (гомогенізація) має істотне значення - чим менше в'язкість, тим швидше проходять вказані процеси і варіння скла. На ливарні властивості скломаси в основному впливає температурна залежність в'язкості - мінімальні зміни в'язкості при значних змінах температури.

Основними чинниками, що визначають залежність в'язкості від температури, є оксиди, що містяться в складі. Так, Li_2O , K_2O , Na_2O , ZnO , фториди зменшують в'язкість, роблять скло "довгим" (тобто відношення градієнта в'язкості до градієнта температури мінімально). Такі оксиди, як ZrO_2 , Al_2O_3 , Cr_2O_3 , збільшують в'язкість.

Перетворення скла на ситал відбувається при спеціальній термічній обробці, в процесі якої спостерігається зародження центрів кристалоутворення і росту кристалів. Кристалізаційна здатність скла залежить від складу і кількості виведених ініціаторів кристалізації.

Зважаючи на специфіку зубного протезування, процес краще проводити

при знижених температурах і з мінімальною витримкою, тобто скло повинно мати кристалізаційну здатність, що виключає спонтанну кристалізацію при формуванні протеза і забезпечує отримання ситалового виробу в короткий термін.

Основними чинниками, що впливають на отримання якісних відливів при мінімальній товщині 0,2-0,3 мм, є: в'язкість скломаси, температура форми, швидкість руху розплаву, пористість і товщина стінок форми, причому вказані чинники знаходяться в залежності один від одного.

Полевошпатна склокераміка, зміцнена лейцитом.

Головна відмінність нових матеріалів від кераміки для металокерамічних протезів, полягає в тому, що склади і мікроструктура перших були змінені для отримання оптимального розподілу кристалів лейцита в склофазі (з метою підвищення міцності). В той же час, термічна узгодженість цих матеріалів з металевими сплавами для металокераміки не розглядалася.

Оптимальний розподіл кристалів лейцита досягається шляхом ретельного підборускладу матеріалу і точного регулювання параметрів процесу ситалізації.

В той час, як міцність при вигині полевошпатної кераміки для облицювання металокерамічних протезів складає від 30 до 40 Мпа, міцність такої ж, зміцненою лейцитом, наближається до 120 Мпа.

Цельнокерамічні реставрації з полевошпатної кераміки, зміцненою лейцитом, можна виготовляти або спіканням, або методом гарячого пресування.

Склокераміка на основі дисиліката літію і апатиту.

Для того, щоб розширити показання до застосування суцільнокерамічних реставрацій, що фіксуються полімерними адгезивами, і мати можливість використовувати склокераміку для виготовлення мостовидних протезів, був розроблений новий матеріал в системі SiO_2 - Li_2O (Empress, Ivoclar - Vivadent, Shaan, Ліхтенштейн).

Кристалічна фаза, що утворюється, є дисилікатом літію і займає до 70% об'єму матеріалу. Дисилікат літію відрізняється незвичайною мікроструктурою, що складається з багатьох довільно орієнтованих зчеплених один з одним найдрібніших голчастих кристалів плоскої форми. Така форма є ідеальною з точки зору міцності, оскільки присутність в структурі матеріалу дрібних голчастих кристалів призводить до відхилення напрямку, розгалуження або припинення росту виникаючих мікротріщин.

Таким чином, кристали дисилікату літію блокують розвиток мікротріщин в структурі склокераміки, що призводить до істотного підвищення міцності матеріалу при вигині.

Крім того, в структурі склокераміки присутня друга, значно більша по об'єму кристалічна фаза, що складається з орто-фосфату літію.

Описувана тут склокераміка значно перевершує по механічній міцності звичайну склокераміку на основі лейцита. Міцність при вигині склокераміки на основі дисилікату літію знаходиться в діапазоні від 350 до 450 Мпа, а її пружність майже в три рази перевищує аналогічний показник лейцитової склокераміки.

Склокераміка на основі слюди з добавкою фторидів (наприклад, Dіcor).

Склокерамічні матеріали на основі слюди з добавкою фторидів є продуктами складу $\text{SiO}_2\cdot\text{K}_2\text{O}\cdot\text{MgO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot\text{ZrO}_2$ з добавкою фторидів деяких металів для надання зубним протезам флюоресцентних властивостей, аналогічних до натуральних зубів. Для матеріалів цього складу процес ситалізації приводить до утворення центрів кристалізації і росту тетрасилікатних кристалів слюди усередині скляної матриці. Як і в склокераміці на основі дисилікату літію, кристали слюди мають голчасту форму і блокують розвиток тріщин усередині матеріалу. Механічні випробування показали, що міцність при вигині цього матеріалу складає від 120 до 150 Мпа, що у поєднанні з адгезією до твердих тканин зуба, буде цілком достатнім для виготовлення коронок жувальних зубів, але недостатнім для виготовлення суцільнокерамічних мостовидних протезів.

Технологія зубних протезов з біологічно інертних ситалів включає в себе ряд послідовних процесів: підготовку матеріалів, приготування шихти, варку скломаси і глазури, лиття, кристалізацію відливок, уточнення кольору готових виробів.

Сировинні матеріали заздалегідь висушують при 100-110С в сушильних шафах.

Приготування шихти передбачає вагове дозування, перемішування шиті в барабанах на валкових млинах на протязі 40-45 хв. до отримання гомогенної суміші. Остання зволожується до 8% і фасується в брикети по 100-120 г.

Варіння скла здійснюється в гарнісажній печі безперервної дії на протязі 2-2,5 год. при температурі 1250 ± 20 С. При цьому в печі створюється слабовідновлююче газове середовище шляхом введення до складу шихти вуглецю. Після варіння скло виливається в ємність з водою для отримання склогранулята, який підсушується і в готовому виді розфасовується. Варіння невеликої кількості скла виробляється в електричній печі з карборундовими нагрівачами в алундових тиглях.

Варіння глазури здійснюють після завантаження шихти в електричну піч, розігріту до 1250 С, в алундових тиглях місткістю 1-2 л. Грануляція глазури проводиться шляхом виливання розплаву у воду. Після сушки виконують тонкий сухий помол глазури або помол в нейтральній рідині в кульовому млині з наступною фасовкою по 20-30 г. Глазур наноситься на виріб у вигляді пасти: порошку і пластифікатора - гліцерину із спиртом.

Після підготовки порожнини рота до протезування і отримання відбитків відомим шляхом проводяться операції, пов'язані з виготовленням протезів методом литва.

Відомі Сикор (ситал для коронок), Симет (для ситало-металічних протезів), литниковий ситал.

Безметалова кераміка.

В середині 60-х років McLean і Hughes розробили каркасний матеріал на основі полевошпатного скла, зміцненого оксидом алюмінію, часто називаємий

алюмооксидним фарфором для жакет-коронки. Відтоді були розроблені інші склади і технології для виготовлення суцільнокерамічних реставрацій. У 1988 році була створена склонаситена високоміцна кераміка для каркасів зубних протезів (In - Ceram, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Німеччина), а на початку дев'яностих з'явилися каркаси, що повністю складаються з щільноспеченого оксиду алюмінію.

Керамічний каркас моделюють на вогнетривкій моделі з тонкого шлікера, що містить порошок оксиду алюмінію. Цей процес називається шлікерним литвом. Після сушки штампика, його обпалюють на протязі десяти годин при температурі 1120С. Температура плавлення оксиду алюмінію, необхідна для повного ущільнення порошка, за рахунок рідкофазового спікання дуже висока, тому відбувається тільки твердофазове спікання матеріалу. Отже, отриманий так само керамічний каркас, утворений частинками оксиду алюмінію, що спеклися в точках контакту, тому він має пористу структуру.

Міцність пористого каркаса невисока - вона складає всього 6 - 10 Мпа. Потім пористий каркас насичують лантановим склом, яке плавлять при температурі 1100С на протязі 4 - 6 годин. Лантанове скло має дуже низьку в'язкість розплаву. Цей розплав здатний проникати в пори, завдяки чому утворюється щільний керамічний матеріал. Для створення функціональної і естетично привабливої форми коронки каркас облицьовували звичайною стоматологічною полевошпатною керамікою.

Керамічні каркаси з магнезійної шпинелі або діоксиду цирконію. Аналогічний підхід був використаний для виготовлення суцільнокерамічних каркасів з магнезійної шпинелі ($MgAl_2O_4$) або діоксиду цирконію, що замінили оксид алюмінію. Матеріал на основі магнезійної шпинелі In - Ceram - Spinel дозволяв отримати вищу естетичну якість в порівнянні з алюмооксидним In - Ceram - Alumina, проте відрізнявся дещо нижчою міцністю при вигині (350 МПа), тому цей матеріал рекомендується використовувати для виготовлення вкладок.

In - Ceram - Zirconia отриманий на основі кераміки In - Ceram - Alumina, в склад якого введена добавка 33% маси діоксиду цирконію. In - Ceram - Zirconia відрізняється підвищеною міцністю і дозволяє виготовляти керамічні каркаси з міцністю \square 700 Мпа.

Керамічні каркаси з чистого оксиду алюмінію.

На ринку каркаси з чистого оксиду алюмінію представлені щонайменше двома виробниками - Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Gotenburg, Швеція) і Techceram system (Techceram Ltd, Shipley, Великобританія). Потенційними перевагами такої кераміки є її вища міцність і краща світлопроникність (напівпрозора), на відміну від склонаситених каркасних матеріалів.

Процес виготовлення керамічних каркасів Procera AllCeram складається зі зняття відбитку, виготовлення штампика, сканування геометрії штампика і моделювання бажаної форми реставрації на екрані комп'ютера за допомогою використання спеціально розробленої для цього комп'ютерної програми, передачі інформації через модем в лабораторію. Усе це виконується в спеціально уповноважених зуботехнічних лабораторіях. Керамічні каркаси виготовляють за особливою технологією, в яку входить спікання чистого оксиду алюмінію з мірою очищення 99,9% при температурах 1600 - 1700 С, що

дозволяє отримати щільноспечений матеріал з відсутністю пористості.

Керамічні каркаси потім відсилають в зуботехнічну лабораторію для нанесення естетичного покриття, яке являє собою полевошпатне скло, яке сумісне з щільноспеченим алюмооксидом. Час технологічного циклу складає близько 24 годин. Міцність при вигині щільноспеченого алюмооксида каркасного матеріалу складає близько 700 Мпа.

Метали – це речовини, які характеризуються в звичайних умовах високими тепло- і електропровідністю, ковкістю, «металевим» блиском, непрозорістю та іншими властивостями, зумовленими наявністю в їх кристалічній решітці великої кількості не зв'язаних з атомними ядрами рухливих електронів провідності.

Металічні сплави-це макроскопічно однорідні системи, які складаються з двох або більше металів із характерними металічними властивостями.

Температура плавлення у металів знаходиться у широкому діапазоні. У зв'язку з цим виділяють легкоплавкі метали з температурою плавлення нижчою, ніж у чистого олова (232°C), а також тугоплавкі метали, температура плавлення яких є вищою, ніж у заліза (1535°C). Між цими полюсами розташовані середні температури плавлення, властиві більшості металів і сплавів.

Плавлення-перехід тіла при нагріванні з твердого стану в рідкий. Якщо на матеріал діє яка-небудь сила то в одному, то в іншому напрямі (наприклад при згинанні і розгинанні дроту), він руйнується. Спочатку в матеріалі, що піддається таким навантаженням, відбувається зміщення зерен, потім з'являються дрібні тріщини, які поступово збільшуються, і, нарешті, настає повне руйнування-розрив або полом. Властивість матеріалу руйнуватися під дією часто повторюваних знакозмінюваних сил називається втомлюваністю. Характерно, що втомлюваність матеріалу може настати не в момент прикладання великої сили, а під дією мінімального навантаження, що йде одне за одним і є протилежним за напрямом, тобто сил, значно менших від границі пружності цього матеріалу. Ця характеристика дуже важлива для правильного вибору конструктивного матеріалу, оскільки зубні протези, як правило, піддаються дії часто повторюваної знакозмінної сили, зумовленої жувальними рухами нижньої щелепи. Границею втомлюваності металу є те максимальне напруження, яке витримує метал, не руйнуючись при досить великій кількості циклів зміни навантаження.

Корозія-це руйнування твердих тіл, викликане хімічними та електрохімічними процесами, які розвиваються на поверхні тіла при його взаємодії із зовнішнім середовищем.

Корозійна стійкість-здатність матеріалів чинити опір корозії.

Види корозії:

- Рівномірна-руйнує метал, мало впливаючи на його механічну міцність. Зустрічається в срібних припоях;

- Місцева-призводить до руйнування лише окремих ділянок металу і виявляється у вигляді плям і крапкових уражень різної глибини. Виникає у випадку неоднорідної поверхні, за наявності включень у металі або внутрішніх напруг при грубій структурі металу. Знижує механічні властивості деталей;

- Міжкристалічна-метал руйнується по межі зерен. Зустрічається в нержавіючій сталі;

- Хімічна – це взаємодія металу з агресивним середовищем; які не проводять електричний струм;

- Електрохімічна. В умовах порожнини рота метали знаходяться у вологому середовищі ротової рідини. Остання є електролітом, створює умови для корозії металевих пломб, вкладок, тощо.

Ліквация-це виникнення неоднорідності під час твердіння сплаву, внаслідок різних причин.

Основна її причина-це швидкість охолодження сплаву. Внаслідок ліквациї властивості відливки в різних ділянках можуть бути різними. Основний спосіб боротьби з ліквациєю є швидке охолодження. Під час тверднення металу всередині відливки іноді утворюються порожнини - усадкові речовини. Їх утворення відбувається внаслідок зменшення об'єму металу, що твердне. Основна усадка відбувається в період утворення кристалічної решітки, тобто під час тверднення.

Відлитий у форму рідкий метал починає тверднути ззовні, і деякий час поверхня відливки являє собою ніби тверду шкірку, під якою міститься ще рідкий метал. Рідкий метал, тверднучи, зменшується в об'ємі і не заповнює повністю всього простору, оточеного твердою оболонкою металу, який застигнув у першу чергу, і таким чином з'являються порожнини. Іноді замість видимих усадкових раковин у відливках виникають внутрішні напруги особливо в ділянках де є різкі переходи від тонких частинок відливок до товстіших, коли метал у тонких частинах кристалізується (твердне) скоріше.

Внутрішня напруга-внутрішні сили, які виникають у деформованому тілі під впливом зовнішніх механічних або температурних чинників. Вона може зменшити міцність відливки в цій ділянці або навіть погіршити її цілісність. Це необхідно врахувати під час одночастного литва тонких деталей бюгельних протізів разом з масивнішим суцільнолитими частинами каркасу.

З метою запобігання утворення усадкових раковин створюється надлишок металу поза межами відливки, найчастіше в ділянці конусу, через який метал потрапляє до форми.

Класифікація сплавів металів, які застосовуються в ортопедичній стоматології, за Міжнародним стандартами (ISO, 1989)

1. Сплави благородних металів на основі золота.
2. Сплави благородних металів, які містять 25-50% золота, або платини, або інших дорогоцінних металів.
3. Сплави неблагородних металів.
4. Сплави для металокерамічних конструкцій:
 - а) з високим вмістом золота (більше 75%);
 - б) з високим вмістом благородних металів (золота і платини або золота і

паладія,більше 75%)

в) на основі паладія (більше 50%)

г)на основі неблагородних металів:

-на основі кобальту (+ хром,більше 25%,молібден ,більше 2%),

-на основі нікелю(+хром,більше 11%,моліден,більше 2%) .

Загальні вимоги до сплавів металів,що застосовуються в клініці ортопедичної стоматології:

1.Біологічна індиферентність та антикорозійна стійкість до впливу кислот та лугів у невеликих концентраціях;

2.Високі механічні властивості(пластичність,пружність,твердність тощо)

3.Наявність вибору певних фізичних(невисокі температури плавлення,мінімальної усадки,невеликої щільності тощо) і технологічних властивостей,зумовлених конкретним призначенням.

Якщо сплав металів призначений до обличкування керамікою,то до нього ставляться наступні специфічні вимоги:

1.Бути здатним до з'єднання з фарфором;

2.Температура плавлення сплаву повинна бути вищою за температуру обпіку фарфора;

3.Коефіцієнти термічного розширення сплаву і фарфору повинні бути подібними.

Сплави на основі благородних металів:

1.Сплав з золота 900 проби(90% золота,6% міді,4% срібла).Використовується при протезуванні коронками і мостоподібними протезами;

2.Сплави з золота 750 проби(75% золота,8% міді,8% срібла,9% платини).Застосовується для каркасов бюгельних протезів,кламерів,вкладок.

3.Супер-ТЗ (75% золота).Використовується для штампованих і суцільнолитих стоматологічних конструкцій:коронки і мостоподібних протезов.

4.Золото- паладієвий сплав «Суперпал»,Росія.(60% паладія,10% золота).Для металокерамічних зубних протезов;

5.Сплав золота,паладія і срібла для незнімних протезов «М-Паладор», Югославія;

6.Сплав «V- Класік» для металокерамічних протезов,фірма «Metaux Precieuh.»

7.Сплави «Стабілор-Г», «Стабілор-GL»,Німеччина для коронок і мостоподібних протезов;

8.Сплав ПД-250(24,5%паладія;72,1% срібла).Для протезування вкладками, коронками, мостоподібними протезами.

9.Сплав ПД-190 (18,5% паладія; 78% срібла).Для вкладок, коронок, мостоподібних протезов;

10.Сплав ПД-150 (14,5% паладія; 84% срібла).Для коронок, вкладок, мостоподібних протезов.

Сплави на основі благородних металів поділяють на:

- Золоті
- Золото-паладієві
- Срібно-паладієві

Сплави на основі неблагородних металів:

- Хромонікелева (нержавіюча) сталь
- Кобальтохромний сплав(КХС)
- Нікелюхромовий сплав
- Кобальтохромомолібденовий сплав
- Сплави титану

•Допоміжні сплави алюмінія та бронзи для тимчасового користування.Крім того,застосовується сплав на основі свинця та олова,який відрізняється легкоплавкістю.

Сталь- це сплав заліза з вуглецем,в якому вуглецю не більше як 1,7%.

Для маркування легованої сталі принята буквенно-цифрова система.За цією системою легуючі елементи,що містяться в сталі,позначають початковими російськими буквами назв елементів,наприклад:Х-хром, Н-нікель,Т-титан, К-кобальт тощо,за винятком таких умовно прийнятих змін: F-марганец, С-кремній, Ф-ванадій, Ю-алюміній, Д-мідь. Кількісний вміст легуючих елементів і вуглецю позначають цифрами.

Перші дві цифри в маркуванні сталі показують кількість вуглецю,що міститься в сталі, виражену у сотих частках процента. Кількість вуглецю не менше 0,15%,в маркуванні не позначають. Наступні за буквою легуючого елемента цифри показують кількісний вміст цього елемента в цілих числах. Але цифру не ставлять тоді,коли кількісний вміст елемента становить не менше 1,5%. Напр., сталь марки 2Х18Н9 містить 0,2% вуглецю, 18% хрому і 9% нікелю.

Маркування високоякісних сталей закінчується літерою «А». Напр.,35Х1Н3МА, то-то високоякісна сталь, що містить 0,35% вуглецю, 1% хрому, 3% нікелю і близько 1% молібдену.

Нержавіюча сталь- це такий сплав заліза і вуглецю, а також деяких інших речовин, який має високу опірність корозійним руйнуванням в умовах дії кислот,лугів і розчинів солей.

Із нержавіючої сталі виготовляють фабричним способом:

- Стандартні гільзи для штампованих коронок;
- Кламери;
- Еластичні нержавіючі матриці для контурних пломб;
- Зуби сталіні (бокові верхні та нижні)для паяних незнімних зубних протезів;
- Каркаси сталіні для виготовлення мостоподібних протезов з наступим їх облицюванням полімером;
- Стандартні коронки для постійних молярів (фірма «ЗМ»,США).

Кобальтохромові сплави для ортопедичної стоматології:

- 1.Сплави для суцільнолитих знімних протезов-Бюгоденти;
- 2.Сплави для металокерамічних протезів - КХ-Денти;
- 3.Нікелехромові сплави для металокерамічних протезів- НХ- Денти;
- 4.Залізонікелехромові сплави для зубних протезів- Дентани.

Нікелехромові сплави широко застосовуються в технології металокерамічних зубних протезів.(сплави Вірон-88, фірма «Бего». Німеччина; НХ-Дент, Росія;Колуохром, фірма «Галеніка», Югославія).

Сплави титану.

Мають високі технологічні і фізико-механічні властивості, біологічну інертність. Застосовуються для виготовлення:

- Штампованих коронок
- Штампованих базисів знімних протезов
- Імплантантів
- Суцільних коронок
- Мостоподібних протезів
- Суцільнолитих базисів

Допоміжними матеріалами в ортопедичній стоматології називаються такі,які безпосередньо не входять до складу виготовлених протезів або апаратів, але в процес роботи ,на певному етапі ,можуть бути використані як самостійні матеріали або входити до складу сплавів що мають допоміжне значення.

Допоміжні сплави:

1.Припій. Це метал або сплав,який заповнює щілину між з'єднувальними деталями під час паяння. Паяння- це процес отримання нероз'ємного з'єднання шляхом нагрівння ділянки паяння і заповнення щілини між з'єднувальними деталями розплавленим припоєм з його заступною кристалізацією.

Склад срібного припою Цитрина: срібло -63%, мідь-27%, цинк-10%. Температура плавлення +700-730 С. Використовується при виготовленні штамповано-паяних мостоподібних протезов.

2.легкоплавкий сплав «мелот-метал»: вісмут-50%,свинець-32%, олово-18%. Температура плавлення +98 С. Використовується для виготовлення металевих штампів та контрштампів у технології штампованих коронок.

Допоміжні матеріали - це матеріали,які безпосередньо не входять до складу виготовлених протезів або апаратів,але в процесі роботи,на певному етапі можуть бути використані як самостійні матеріали або входити до складу сплавів , що мають допоміжнезначення.

Моделювальні матеріали - це матеріали що застосовуються для моделюванняпопередніх форм різних деталей або виробів.

Формувальні матеріали - це матеріали що застосовують для виготовлення форми лиття

Абразивні матеріали - це матеріали що застосовують для шліфування(створення рівної гладенької поверхні) і полірування(надання блискучості поверхні).

Цинк - фосфатні цементи - це цементи, які представляють собою систему

«порошок-рідина». Склад порошку: оксид цинку і оксид магнію . Склад рідини : водяний розчин ортофосфатної кислоти , складовими якої є цинк, алюміній та магнію фосфат.

Полікарбоксилатні цементи - це цемент, який складається з окису цинку , в якості рідини використовується поліакрилова кислота.

Склоіономерні цементи - це цемент, який складається з фторалюмініосилікатного скла, в якості рідини використовується поліакрилова кислота.

Полімерномодифіковані цементи, компомерні цементи - це склоіономерні , які підсилені полімерами .Поліакрилова кислота при змішуванні з порошком скла утворює полі акрилову сіль.

Композитні цементи - це цементи , до складу яких входять : органічний мономер та неорганічні наповнювачі, силани, стабілізатори, полімеризатори , барвники.

Для виготовлення протезів необхідні також допоміжні матеріали - клінічні та лабораторні матеріали, без яких неможливе виготовлення протезів. До клінічних матеріалів належать відбиткові матеріали і стоматологічні цементи для фіксації незнімних конструкцій. Зубний технік повинен знати властивості лабораторних матеріалів та вміти ними користуватися.

Види допоміжних матеріалів:

- 1) відбиткові матеріали
- 2) легкоплавкі сплави
- 3) формувальні і вогнетривкі матеріали
- 4) флюси і відбілювачі
- 5) абразивні матеріали
- 6) ізолюючі лаки
- 7) стоматологічні цементи

Моделювальні стоматологічні матеріали - це матеріали , що відтворюють анатомічну форму зуба,протезного ложа і в подальшому замінюються на метал або пластмасу або не замінюються (Меллот). Їх поділяють на: гіпсові (гіпс), металеві (легкоплавкі сплави), воскові.

Найчастіше використовуються воскові моделювальні матеріали, які являють собою різноманітні воскові композиції. 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 °C , достатня твердість за температури 37-40 °C , збереження форми , відсутність поломок та відшарувань під час роботи з ним.

У стоматологічній практиці воски в чистому вигляді не застосовують , а лише суміші різних їх видів. Для отримання зуботехнічних восків створюються композиції і з природніх та синтетичних восків,модифікаторів.

Природні воски поділяються на мінеральні , тваринні та рослинні. Вони складаються із вуглеводнів ,складних ефірів вищих жирних кислот та вищих одноатомних і (рідше) двоатомних спиртів.

Основною складовою частиною мінеральних восків є вуглеводні.

Представники мінеральних восків :парафін ,озокерит,церезин, монтановий віск.

До тваринних восків відноситься бджолиний віск , стеарин, китайський віск, спермацет, ланолін. Ці воски складаються з ефірів,кислот ,вуглеводнів та смол.

Рослинні воски мають у своєму складі ефіри,кислоти,вуглеводні та смоли. Представниками рослинних восків є: карнаубський, японський, канденільський. Синтетичні воски належать до групи штучно отриманих речовин, за властивостями аналогічні природнім воскам та входять до складу складних воскових композицій.

Модифікатори - це речовини різної природи, додавання яких дозволяє змінювати в той чи інший бік властивості воскових композицій, Як модифікатори використовують різні смоли.

Воскові композиції залежно від призначення ділять на воски базисні, бюгельні, моделювальні для незнімних протезів, воски миттєві, для вкладок, профільні, воски липкі.

Формувальні матеріали

Зуботехнічне литво металів і сплавів відрізняється високою точністю і має цілком відповідати восковій моделі. Це досягається застосування формувальних матеріалів.

Формувальні - це матеріали, що застосовуються для виготовлення форми для литва. Процес виготовлення форми, який включає в себе як виготовлення окремих її частин, так і підготовку форми до заливання розплавленим металом,називається формуванням.

Властивості формувальних матеріалів:

- 1) нетривалий час твердіння (7-10хв);
- 2) не містити речовин, що реагують із відливком (фосфор,сірка тощо) і погіршують його якість;
- 3) не з'єднуватись з відливком;
- 4) складатися з високодисперсних порошків, що забезпечують отримання відливка згладкою поверхнею;
- 5) створювати пористу оболонку, що сприяє видаленню газів, які утворюються при заливанні форми розплавленим металом;
- 6) не тріскатися при нагріванні;
- 7) мати розмір розширення при твердінні, а також розміри гігроскопічного і термічного розширення, достатні для компенсації усадки остигаючого відливка;
- 8) бути достатньо тривким при литва;

Залежно від зв'язувальної речовини формувальні матеріали поділяються на 3 групи: гіпсові (сульфатні), фосфатні та силікатні.

Основними компонентами гіпсових формувальних матеріалів можуть бути окис кремнію та окис алюмінію. Сульфатні формувальні маси знаходять своє застосування під час відливання сплавів температура яких не перевищують 110°C.

Фосфатні формувальні матеріали складаються із порошку (цинкфосфатний цемент , мелений кварц, кристобаліт, окис магнію, гідрат окису алюмінію). Ці матеріали добре компенсують усадку металу під час охолодження який має температурний коефіцієнт об'ємного розширення приблизно 0.027 К - 1.

З імпортованих фосфатних металів найпоширенішим стали віровест, віроплюс, бегостал, ауровест софт і дегувест софт, ауровест Б.

Упровадження в зуботехнічну практику силікатних формувальних матеріалів пов'язане з застосуванням нержавіючих сталей із високою температурою плавлення. Вони відрізняються високою міцністю і термостійкістю.

Крім гіпсу і фосфату, як в'язка речовина може бути використаний кремнієвий гель, що утворюється при гідролізі рідкого скла або органічних сполук кремнію. З органічних сполук кремнію найчастіше застосовується тетраетилсилкат. Етилсиліатні формувальні суміші одержані кислотним гідролізом етилсилікату, при тузавінні не змінюють свого об'єму. Силікатні формувальні матеріали мають велике термічне розширення. До силікатних формувальних матеріалів для литва металів і сплавів служить формувальна маса, пакувальні маси Цитріна, Лютова, Манукяна, азбест, облицювальні матеріали.

Також до формувальних матеріалів відносять формувальні маси для литва протезів із золотих і платинових сплавів (аурит, ТГС (термостійка гіпсова суміш) сіоліт, сілаур) та маси для виготовлення вогнетривких моделей (бігеліт, силамін, кристосил 2, кристобаліт, кристосил-1, ЛАВ (Німеччина), дегувест, ауровест (Німеччина), хивест

(Японія), силікон (Чехія)).

Виготовлені ортопедичні конструкції необхідно ретельно обробити, відшліфувати та відполірувати. Усі ці маніпуляції спрямовані на видалення залишків матеріалів, виступів, нерівностей, на те, щоб зробити поверхню протеза, шини, апарата гладенькою, яка б не спричиняла травмування і подразнення тканин протезного ложа. Поверхня зубного протеза обробляється спочатку напильниками, шаберами, карборундовими каменями. За цією грубою обробкою іде шліфування, тобто згладжування слідів, які залишилися після наждачного паперу. Після кінцевої обробки (полірування) виріб має блискучу поверхню. Матеріали, які застосовуються для шліфування і полірування, називаються абразивними. Абразивні матеріали бувають природні та штучні. До природніх абразивних матеріалів належать: алмаз, корунд, наждак, гранати, пемза. Найбільше поширення порівняно з природними абразивами отримали штучні матеріали: електрокорунд, карборунд, карбід борунд та вольфрам.

Для потреб стоматології промисловість виготовляє абразивні інструменти різних профілів та розмірів: круглі, диски, головки, бруски, сегменти. Після закінчення процесу шліфування ортопедичну конструкцію необхідно відполірувати. Полірування переслідує мету створення гладенької поверхні. Полірування проводиться на більших швидкостях, ніж шліфування. За допомогою полірування з виробу знімається мінімальний шар матеріалу, для чого полірувальні інструменти покриваються спеціальними полірувальними пастами. Добрими полірувальними властивостями володіють окис хрому, окис заліза, дрібнодисперсна крейда та гіпс. Окис хрому Cr_2O_3 застосовується для полірування твердих сплавів, нержавіючої сталі, кобальто-хромових сплавів.

Окис заліза Fe_2O_3 - під назвою "крокус" окис заліза використовується у пастах для полірування сплавів на основі золота, срібла, паладію. Полірувальні

пасти готують із перерахованих абразивних матеріалів. Вони являють собою композиції, що складаються із абразивів, до яких належить парафін, стеарин, віск, вазелін, сало тощо.

На сучасному етапі розвитку ортопедичної стоматології впровадження нових технологій та розробки матеріалів для фіксації ортопедичних конструкцій є перспективним напрямком.

Функціональна ефективність ортопедичних конструкцій визначається їх якісною фіксацією, тому прогрес сучасних технологій у цьому напрямку йде паралельно з розробкою та удосконаленням фіксуючих матеріалів.

Матеріали для постійної фіксації ортопедичних конструкцій зубних протезів повинні відповідати основним вимогам:

- не мати шкідливого впливу на пульпу зубів та м'яких тканин ротової порожнини;
- мати адгезію до тканин зубів та матеріалу, з якого виготовлений протез (метал, кераміка, полімер);
- не розчинятися в ротовій рідині;
- не давати усадку при затвердінні;
- мати тепловий коефіцієнт розширення близький до теплового коефіцієнту твердих тканин зуба та матеріалу штучної коронки;
- стимулювати дентиногенез.

Застосування сучасних ортопедичних конструкцій висуває ряд додаткових вимог до фіксуючих матеріалів

- тиксотропність;
- висока міцність при стисненні;
- властивість утворювати тонку цементну плівку;
- наявність регульованої адгезії;
- прозорість;
- широкий спектр кольорової гами;
- ергономічність;
- пролонгований робочий період.

Існує п'ять основних типів матеріалів для постійної фіксації ортопедичних конструкцій.

Перший тип: цинко – фосфатні цементи, які утворюють систему **порошок-рідина**. Склад порошку цинко-фосфатних цементів: оксид цинку та оксид магнію; рідина – водяний розчин ортофосфатної кислоти, що містить цинк, алюміній, магнію фосфат.

Основні переваги:

- механічна адгезія;
- добра рідинність;
- простота застосування.

Основні недоліки:

- гіперчутливість пульпи зубів;
- висока розчинність у ротовій порожнині;
- залежність від техніки замішування.

Показання до застосування: фіксація ортопедичних конструкцій, виготовлених штамповано-паяним методом.

Виробники : Кронфікс – Німеччина, Адгезор-Карбофайн – Чехія, Вістфат – Росія .

Другий тип : полікарбоксилатні цементи , які також є системою **порошок – рідина**. Основним компонентом є окис цинку , який вступає в реакцію з поліакриловою кислотою.

Основні переваги:

- хімічна адгезія до зубних тканин та металів;
- висока міцність на розтягування;
- добра біосумісність;
- низька розчинність;
- мінімальна товщина цементної плівки.

Основні недоліки:

- низька міцність на стискування;
- пластична деформація.

Показання до застосування : фіксація одиноких металевих коронок, мостовидних протезів невеликої протяжності.

Виробники : Белокор – Німеччина, Адгезор-Карбофайн – Чехія, Селфаст – Франція.

Третій тип : традиційні склоіономерні цементи, які відносяться до кислотно- основних матеріалів , у яких за основу взято фторалюмініосилікатне скло з високим вмістом фтору, який реагує на поліакрилову кислоту. Нове покоління традиційних склоіономерних цементів – водотвердіючі матеріали. У цих цементах висушена в певних умовах поліакрилова кислота входить до складу порошку , який взаємодіє з дистильованою водою.

Основні переваги :

- біосумісність;
- відсутність подразників на пульпу зубів;
- хімічна адгезія до дентину зубів та металів;
- тонка фіксуюча плівка;
- висока антикаріозна активність за рахунок пролонгованого виділення фтору.

Основні недоліки :

- повільне затвердіння;
- чутливість до вологості на ранніх стадіях затвердіння.

Показання до застосування: фіксація культових вкладок, анкерних штифтів, цільнолитих, металокерамічних коронок і мостовидних протезів.

Виробники : Кетак – Цем – Німеччина, Мерон – Німеччина, Аквіон – Росія , Фуджі І – Японія.

Четвертий тип : полімерномодифіковані цементи (склоіономерні цементи , підсилені полімерами) , а також компомерні цементи.

Поліакрилова кислота , що є складовою полімерномодифікованих цементів , має у своєму складі акрилатні функціональні групи, завдяки яким через кислотно-основну реакцію при змішуванні з порошком скла утворюється поліакрилова сіль. Складові суміші починають вільнорадикальну

полімеризацію, в результаті якої формуються ковалентні пересічні елементи поліакрилової солі, що значно зміцнює цемент.

Компомери – це склоіономери, що доповнені смолами, але поліакрилові кислотні групи в них утворюються за рахунок пересічних елементів кислотно-функціонального диметакрилатного мономеру.

Основні переваги:

- незначне реагування на вплив вологи;
- більш низька розчинність;
- механічна міцність;
- кероване затвердіння.

Показання до застосування: фіксація металевих, металокерамічних, метало композитних коронок, мостоподібних протезів, вкладок, вінірів з композитів, кераміки та стоматологічних сплавів.

Виробники: Релікс-Лютінг – Німеччина; Калібри – США; Фуджі + – Японія; Стартер – Кіт – США; Дайрект – Цем – Німеччина.

П'ятий тип: композитні цемента, основними компонентами яких є органічний мономер та неорганічні наповнювачі. До складу також входять сілани, ініціатори полімеризації, стабілізатори, барвники.

Композити, що полімеризуються хімічним шляхом, складаються з двох паст ірідини або з рідини та порошку.

Композити, що полімеризуються під впливом світла, мають однорідну консистенцію у вигляді пасти. В якості ініціатора полімеризації застосовується світлочутлива речовина камфорохінон та амінний активатор. Інтенсивне розчеплення камфорохінону настає під впливом світла з довжиною хвилі 400-500 нм.

Основні переваги:

- високі показники адгезії;
- міцнісні характеристики, що витримують значні оклюзивні навантаження;
- практично нульова розчинність в ротовій рідині;
- естетична якість.

Основні недоліки:

- полімеризаційна усадка;
- не виділяється фтор;
- ризик постопераційної чутливості.

Показання до застосування: фіксація мостоподібних протезів великої протяжності; коронок із замковими кріпленнями для бюгельних протезів; коронок та мостоподібних протезів на імплантатах; цементування вкладок, коронок, мостоподібних протезів, виготовлених з кераміки, металів, композитних матеріалів, а також ендодонтичних анкерних та скловолокнистих штифтів.

Виробники: Релікс – У100 – Німеччина; Біфікс – Німеччина; Релікс АРЦ – Німеччина.

5. Завдання для перевірки досягнення конкретних цілей навчання:

Запитання №1

Чоловік 50-ти років звернувся до клініки з метою протезування. Прийняте рішення виготовити повні штамповані коронки на 26 та 27 зуби. Який матеріал використовують для виготовлення коронок в цьому випадку?

- **A. Нержавіюча сталь**
- B. Срібно-паладієвий сплав
- C. Припій
- D. Кобальто-хромовий сплав
- E. Легкоплавкий сплав

Запитання №2

Пацієнт 44-х років звернувся у клініку з метою протезування. Після об'єктивного обстеження рекомендовано виготовлення металокерамічного мостоподібного протеза з опорою на 13 та 16. Який із сплавів використовується для виготовлення каркаса?

- **A. KXC**
- B. Легкоплавкий сплав
- C. Срібно-паладієвий сплав
- D. Сплав золота 750 проби
- E. Хромонікелеві сплави

Запитання №3

Пацієнту із обтяженим алергологічним анамнезом після проведених алерготестів на чутливість до металів за показаннями виготовлені мостоподібні протези із дорогоцінного металу (золота). Яким є термін гарантії від дня завершення протезування та фіксації протеза у ротовій порожнині?

- **A. 12 місяців**
- B. 3 місяці
- C. 6 місяців
- D. 9 місяців
- E. 18 місяців

Запитання №4

Жінка 49-ти років скаржиться на постійне печіння у язиці, сухість у порожнині рота. Три місяці тому був встановлений мостоподібний протез із золота з опорою на 16 і 13 зуби. Під час огляду: язик трохи набряклий, кінчик і бічні поверхні гіперемовані. У 36 і 37 амальгамові пломби. Яка найбільш імовірна причина даного стану?

- **A. Іальванічні струми**
- B. Алергія на золото
- C. Грибкова інфекція
- D. Механічна травма протезом
- E. Неврологічні порушення

Еталони відповідей:

Вихідний рівень знань:

1.А

2.А

3.А

Кінцевий рівень знань:

1. А

2. А

3. А

4.А

6. Технологічна карта (план) практичного заняття

| № | Етапи | Час (хв.) | Навчальні посібники | | Місце проведення |
|----|---|--------------|-------------------------------|------------------------|----------------------|
| | | | Засоби навчання | Устаткування | |
| 1. | Визначення рівня підготовки до заняття | 10 | Тести для визначення рівня | - | Навчальна кімната |
| 2. | Самостійна робота інтернів: | 40 | | Комп'ютер (ноутбук) | |
| 3. | Аналіз і корекція самостійної роботи інтернів • обговорення хворих • обговорення ситуаційних задач | 20 | | | |
| 4. | Тестовий контроль | 15 | Тести за темою заняття | | Навчальна кімната |
| 5. | Обговорення і підведення підсумків заняття | 5 | | | |

Оцінювання на практичному занятті проводиться стандартизовано. Відповідно до структури практичного заняття оцінюється самостійна робота та поточний тестовий контроль. За кожен з них виставляється окрема оцінка.

Короткі методичні вказівки до роботи слухачів на практичному занятті

На початку заняття проводиться перевірка та корекція вихідного рівня знань-умінь, шляхом рішення тестових завдань (10 тестів формату А). Після самостійної роботи лікарем-інтерном здійснюється контрольний розбір кожної клінічної ситуації, акцентується увага на припущених помилках, аргументується вірна відповідь (10 тестових завдань для поточного контролю знань-умінь). До активної роботи з обговорення представлених у текстах клінічних ситуацій залучається вся група. Після цього проводиться демонстрація наочності за темою заняття. Потім лікарі-інтерни приступають до самостійної роботи — прийому хворих у клінічній залі (лікувально-діагностичних кабінетах) під контролем викладача.

Лікарі-інтерни залучаються також до консультації хворих; проводять опитування пацієнтів, уважно вислуховують усі скарги, цілеспрямовано збирають анамнез хвороби й життя, здійснюють огляд та інструментальні методи дослідження, виділяють ведучий клінічний синдром, за допомогою діагностичних алгоритмів проводять диференційну діагностику, аналізують результати додаткових методів досліджень. У результаті клінічного розбору за допомогою викладача й у присутності всієї групи встановлюються попередній та остаточний діагнози, намічається план подальшого обстеження, загального і місцевого лікування. При необхідності виписується направлення на додаткове дослідження, консультацію до іншого фахівця, рецепти, даються рекомендації хворому за методики терапії вдома. Після закінчення прийому хворих лікарі-інтерни заповнюють амбулаторну картку хворого, журнал щоденного обліку. Потім відбувається підсумковий тестовий контроль знань лікарів-інтернів (10 тестів), розбір та корекція допущених помилок.

Наприкінці заняття підводиться підсумок, виставляються оцінки.

| Дати затвердження і перегляду методичної розробки | № протоколу методичного засідання кафедри | Підпис зав. кафедри |
|---|---|---------------------|
| | | |
| | | |
| | | |

Підпис автора: _____