

Э.С. Каливраджиян, Е.А. Брагин,
С.И. Абакаров, С.Е. Жолудев

СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЕ МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЕ

Учебник

*Рекомендовано ГБОУ ВПО «Российская медицинская академия последипломного образования» Минздрава России
в качестве учебника для студентов высших учебных заведений,
обучающихся по направлению подготовки «Стоматология»*



Медицинское информационное агентство

Москва

2014

УДК 616.314:615.46

ББК 56.6

К17

Получена положительная рецензия Экспертного совета РМАПО

№ 19 от 19.11.2012 г. ФГАУ «ФИРО» № 559 от 20.11.2012 г.

Каливрадджиян Э.С.

К17 Стоматологическое материаловедение: Учебник / Э.С. Каливрадджиян, Е.А. Брагин, С.И. Абакаров, С.Е. Жолудев и др. — М.: ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство», 2014. — 320 с.

ISBN 978-5-9986-0147-7

В учебнике представлены материалы научных изысканий и клинического опыта работы отечественных и зарубежных специалистов. Приведены данные о физико-химических характеристиках, свойствах и способах применения основных и вспомогательных материалов в клинике стоматологии, информация об историческом происхождении основных и вспомогательных материалов. Значительное внимание уделено классификации стоматологических материалов и терминологии.

Учебник написан согласно Федеральному государственному образовательному стандарту третьего поколения.

Для студентов стоматологических факультетов медицинских вузов и медицинских училищ по специальности «Стоматология».

УДК 616.314:615.46

ББК 56.6

ISBN 978-5-9986-0147-7

© Коллектив авторов, 2014

© Оформление. ООО «Издательство
«Медицинское информационное
агентство», 2014

Все права защищены. Никакая часть данной книги не может быть воспроизведена в какой-либо форме без письменного разрешения владельцев авторских прав.

Авторский коллектив

Абакаров Садулла Ибрагимович, зав. кафедрой ортопедической и общей стоматологии РМА постдипломного образования МЗ РФ, профессор, д-р мед. наук.

Брагин Евгений Александрович, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Ставропольского ГМУ, профессор, д-р мед. наук.

Голубев Николай Александрович, доцент кафедры ортопедической и терапевтической стоматологии Воронежской ГМА, канд. мед. наук.

Дзгоева Мадина Георгиевна, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Северо-Осетинской ГМА, д-р мед. наук, доцент.

Жолудев Сергей Егорович, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Уральской ГМА, профессор, д-р мед. наук.

Каливраджиян Эдвард Саркисович, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Воронежской ГМА, профессор, д-р мед. наук.

Картавцева Наталья Геннадьевна, ассистент кафедры ортопедической стоматологии Воронежской ГМА, канд. мед. наук.

Комарова Юлия Николаевна, ассистент кафедры ортопедической стоматологии Воронежской ГМА, канд. мед. наук.

Коннов Валерий Владимирович, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Саратовского ГМУ, доцент, канд. мед. наук.

Кучмезов Исмаил Алимурзаевич, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Кабардино-Балкарского ГУ, канд. мед. наук, доцент.

Лещева Елена Александровна, профессор кафедры стоматологии общей практики Воронежской ГМА, д-р мед. наук.

Маннанова Флора Фатыховна, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Башкирского ГМУ, профессор, д-р мед. наук.

Манашев Георгий Геннадьевич, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Красноярского ГМУ, профессор, д-р мед. наук.

Первов Юрий Юрьевич, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Тихоокеанского ГМУ, канд. мед. наук.

Примачёва Наталья Владимировна, ассистент кафедры ортопедической стоматологии Воронежской ГМА, канд. мед. наук.

Пшеничников Игорь Александрович, доцент кафедры ортопедической стоматологии Воронежской ГМА, канд. мед. наук.

Рыжова Ирина Петровна, профессор кафедры ортопедической стоматологии Белгородского ГУ, д-р мед. наук.

Рединов Иван Семенович, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Ижевской ГМА, профессор, д-р мед. наук.

Скрипова Наталья Владимировна, доцент кафедры ортопедической стоматологии Северного ГМУ, канд. мед. наук.

Стафеев Андрей Анатольевич, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Омской ГМА, профессор, д-р мед. наук.

Сущенко Андрей Валерьевич, зав. кафедрой детской стоматологии Воронежской ГМА, профессор, д-р мед. наук.

Салеева Гольшат Тауфиковна, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Казанского ГМУ, профессор, д-р мед. наук.

Тутикова Людмила Николаевна, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Алтайского ГМУ, профессор, д-р мед. наук.

Филимонова Ольга Ивановна, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Южно-Уральского ГМУ, профессор, д-р мед. наук.

Черненко Сергей Владимирович, зав. кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии Новокузнецкого ГИ усовершенствования врачей, профессор, д-р мед. наук.

Шемонаев Виктор Иванович, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Волгоградского ГМУ, доцент, канд. мед. наук.

Юшманова Татьяна Николаевна, зав. кафедрой ортопедической стоматологии Северного ГМУ, профессор, д-р мед. наук.

Оглавление

Введение	9
Глава 1. Основы стоматологического материаловедения...	16
Глава 2. Пломбировочные материалы.....	20
2.1. Временные пломбировочные материалы.	
Химический состав, показания к применению и их виды.....	20
2.1.1. Цинк-сульфатные пломбировочные цементы.....	21
2.1.2. Цинк-оксид-эвгенольные пломбировочные цементы.....	22
2.1.3. Цинк-фосфатные пломбировочные материалы	23
2.1.4. Поликарбоксилатные пломбировочные материалы	24
2.2. Подкладочные материалы. Свойства, показания к применению. Достоинства и недостатки данных материалов	25
2.2.1. Материалы для лечебных подкладок.....	25
2.2.2. Материалы для изолирующих подкладок	27
2.3. Материалы для постоянных пломб. Показания к использованию. Методики замешивания и пломбирования	28
2.3.1. Требования к постоянным пломбировочным материалам	28
2.3.2. Металлосодержащие пломбировочные материалы (амальгамы)	29
2.3.3. Пластмассы	33
2.3.4. Стеклоиномерные цементы.....	35
2.3.5. Композитные материалы	38
2.3.6. Компомеры.....	38

2.3.7. Керамеры.....	41
2.3.8. Светоотверждаемые композитные материалы.....	42
2.3.9. Житкотекучие композитные материалы (силанты)	45
2.4. Материалы для пломбирования корневых каналов.	
Требования. Классификация. Показания к применению	46
2.4.1. Пасты для временного пломбирования.....	48
2.4.2. Силеры.....	48
2.4.3. Применение гуттаперчевых штифтов для пломбирования корневых каналов	50
Глава 3. Конструкционные материалы.....	53
3.1. Металлы и сплавы. Требования. Химический состав. Показания к использованию. Технология применения, свойства	53
3.1.1. Историческая справка.....	53
3.1.2. Строение и свойства металлов.....	56
3.1.3. Строение и свойства сплавов	58
3.1.4. Классификация сплавов	61
3.1.5. Физические свойства сплавов	63
3.1.6. Сплавы из благородных металлов.....	65
3.1.7. Нержавеющие стали.....	72
3.1.8. Сплавы хрома и кобальта.....	74
3.1.9. Сплавы титана	78
3.1.10. Вспомогательные металлы и сплавы	79
Тестовые задания	81
3.2. Полимеры стоматологического назначения.....	83
3.2.1. Историческая справка.....	83
3.2.2. Классификация полимеров стоматологического назначения ...	85
3.2.3. Требования к базисным материалам	87
3.2.4. Основные свойства базисных полимеров	88
3.2.5. Жесткие базисные полимеры.....	99
3.2.6. Эластичные базисные полимеры.....	110
3.2.7. Термопластичные полимерные материалы.....	114
3.2.8. Базисные материалы на основе полиуретана	118
3.2.9. Облицовочные материалы для несъемных конструкций протезов	119
3.2.10. Композитные материалы для изготовления несъемных зубных протезов	122
3.2.11. Быстротвердеющие полимеры.....	125
3.2.12. Искусственные пластмассовые зубы	125
Тестовые задания	128

3.3. Керамические материалы	129
3.3.1. Общее понятие о керамике.....	129
3.3.2. Состав и свойства стоматологического фарфора	130
3.3.3. Характеристика компонентов фарфоровых масс	135
3.3.4. Классификации керамических масс	137
3.3.5. Ситаллы.....	139
3.3.6. Искусственные зубы.....	140
3.3.7. Керамические материалы для безметалловых протезов	141
3.3.8. Основные свойства диоксида циркония и оксида алюминия.....	143
Тестовые задания	145
Глава 4. Вспомогательные материалы.....	147
4.1. Оттисковые материалы. Общая характеристика оттисковых материалов. Классификация. Требования	147
4.1.1. Историческая справка.....	147
4.1.2. Твердые оттисковые материалы. Химический состав. Показания к использованию. Технология применения. Свойства	150
4.1.3. Эластичные оттисковые материалы. Классификация. Химический состав. Показания к использованию. Технология применения. Свойства	153
4.1.4. Термопластические оттисковые материалы. Химический состав. Показания к использованию. Технология применения. Свойства	159
Тестовые задания	161
4.2. Моделировочные материалы	162
4.2.1. Стоматологические восковые моделировочные материалы. Химический состав. Классификация.....	162
4.2.2. Свойства восковых композиций.....	170
4.2.3. Воски моделировочные для несъемных протезов и вкладок ...	179
4.2.4. Методы физико-механических исследований восков	183
Тестовые задания	188
4.3. Формовочные материалы. Требования, предъявляемые к формовочным материалам. Классификация. Химические свойства. Показания к использованию различных видов формовочных материалов.....	189
Тестовые задания	194
4.4. Абразивные материалы.....	195
4.4.1. Основные свойства абразивных стоматологических материалов, применяемых в ортопедической стоматологии	195
4.4.2. Классификации абразивных материалов и инструментов.....	198

4.4.3. Методы шлифования и полирования. Инструменты, используемые для шлифования и полирования	202
4.4.4. Электрополирование	205
4.4.5. Алгоритм обработки зубных протезов и аппаратов	205
Тестовые задания	207
Глава 5. Фиксирующие материалы	209
5.1. Общая характеристика цемента	209
5.2. Цинк-фосфатные цементы	211
5.3. Цинк-эвгенольные цементы.....	213
5.4. Силикатные цементы	214
5.5. Силикофосфатные цементы	215
5.6. Фиксирующие материалы на основе полимеров	216
5.7. Поликарбоксилатные (цинкполиакрилатные) цементы	218
5.8. Стеклоиономерные (полиалкенадные) цементы.....	219
5.9. Хелатные цементы.....	224
Тестовые задания	225
Глава 6. Дезинфекция в клинической и лабораторной практике	228
6.1. Методы и средства дезинфекции и стерилизации в ортопедической стоматологии	230
6.2. Качественные характеристики и основные требования, предъявляемые к дезинфекционным средствам	241
6.3. Оборудование для дезинфекции и стерилизации	242
6.4. Стерилизация стоматологических инструментов.....	244
6.5. Дезинфекция оттисков	245
6.6. Дезинфекция и уход за съёмными пластинчатыми протезами.....	250
6.7. Оценка эффективности способов дезинфекции	255
6.8. Индивидуальная защита персонала	256
6.9. Гигиенические мероприятия в зуботехнической лаборатории.....	257
Тестовые задания	259
Терминологический словарь.....	261
Литература	315

Введение

Стоматология — одна из немногих медицинских специальностей, которая с момента своего появления применяет конструкционные материалы для восстановления целостности элементов зубочелюстной системы. Особенно насыщенным разделом стоматологии, использующим большую гамму материалов и оборудования, является ортопедическая стоматология.

Еще в первые годы советской власти для оказания специализированной стоматологической помощи населению нашей страны необходимо было разрабатывать новые, более дешевые и доступные металлы и сплавы. Замена золота другими, более дешевыми, но по биологическим свойствам близкими к золоту сплавами стала проблемой номер один. Уже в 1921 г. было налажено производство первых отечественных материалов — дентина, амальгамы, фосфат цемента и т.п. Поиск материалов, позволявших решать вопросы массового зубного протезирования, привел к зарождению важного раздела стоматологии — материаловедения. Требовались материалы не только с высокими технологическими свойствами, но и абсолютно безвредные для организма человека.

Одним из таких материалов была нержавеющая сталь. Впервые она изготовлена в 1912 г. в Германии на заводе Круппа. В 1926–1927 гг. в России появились гильзы из крупновской стали для изготовления искусственных коронок. Для термической

обработки гильз требовалась специальная аппаратура, которой в стране практически не было.

В 1928 г. на Златоустовском заводе инженером-металлургом Крутицким была изготовлена сталь, содержащая 18–20% хрома, 7–9% никеля и 0,2–0,4% углерода, которая по своим свойствам оказалась идентичной крупновской.

В 1931 г. Д.Н. Цитрин впервые разработал рецепт припоя для нержавеющей стали, а в 1932 г. — новый, улучшенный его состав (серебро, медь, никель, бериллий, марганец, цинк, магний, кадмий) без содержания золота.

В 1939 г. И.О. Новик разработал рецепт сплава с палладием, золотом и серебром, а в дальнейшем и припоя для этого сплава. По качественным показателям «платинит» (так он был назван) превосходил немецкий сплав «Альба».

Сороковые годы прошлого столетия — новый этап в разработке стоматологических сплавов. Поиск заменителя дорогостоящего золота привел к разработке метода гальванопластики в стоматологии, а технология ее применения дала толчок к разработке специальной аппаратуры. С 1954 г. в научно-исследовательской лаборатории ММСИ им. Н.А. Семашко под руководством профессора В.Ю. Курляндского стали разрабатывать новые составы сплавов и припоев. Были предприняты попытки заменить пайку деталей протезов бесприпойным методом соединения. Пайка заменена электронно-лучевой сваркой в вакууме и аргонодуговой сваркой, а позднее ультразвуковой и лазерной. Основное внимание было сосредоточено на разработке новых сплавов на основе палладия, серебра и золота. В 1962 г. были основательно модифицированы рецепты серебряно-палладиевых сплавов.

При изготовлении зубных протезов началось внедрение методов электрохимии (П.М. Яценко). Применение гальванотехники шло по двум направлениям: гальваностегии (тонкое покрытие готовых изделий) и гальванопластики (изготовление протезов). Оба этих метода имеют свои преимущества: при гальваностегии используются драгоценные металлы для покрытия конструкций из хромокобальтовых сплавов; гальванопластика благодаря индивидуальному исполнению предполагает высокую точность прилегания протеза.

В Центральном научно-исследовательском институте стоматологии был разработан формовочный материал «Кристосил» для отливки огнеупорных моделей и литейных форм (И.И. Ревзин и др.). Улучшению качества бюгельных и шинирующих протезов послужил «Бюгелит» (В.Н. Копейкин, Е.М. Любарский), в основе которого был высокопрочный гипс. Впоследствии ленинградский завод зубопротезных материалов совместно с ЦНИИ стоматологии выпустил кобальтохромовый сплав (КХС) для стоматологических целей.

В 1970-е годы в ММСИ под руководством В.Ю. Курляндского был создан первый отечественный ситалл «Сикор». С 1979 г. продолжались работы по синтезу, исследованию и внедрению в практику ситаллового покрытия «Симет» для металлических каркасов зубных протезов. Ситаллы «Сикор» и «Симет» и литевой ситалл предназначены для несъемных конструкций протезов и являются индифферентными биосовместимыми материалами. Серийный выпуск материала «Сикор» был осуществлен в 1983 г. Позднее, под руководством В.Н. Копейкина, а в дальнейшем И.Ю. Лебеденко, были созданы 4 ситалловых материала (3 из которых биоиндифферентны и предназначены для зубного протезирования), а также биоактивный «Биоситалл» для имплантации в целях восстановления костных дефектов челюстей.

Параллельно с разработкой металлов и сплавов ученые-стоматологи проводили и проводят исследования по созданию и совершенствованию пластических масс для базисов съемных протезов.

Начиная с 20-х годов XX в. развивающаяся отечественная промышленность уже практически не зависела от поставок иностранных фирм.

Ученые-стоматологи и практикующие врачи (В.А. Аронсон, Д.Л. Горкин, В.Ю. Курляндский, К.Н. Кутуева, И.О. Новик, М.С. Тиссенбаум, Д.Н. Цитрин и др.) констатировали, что каучук как основной материал для изготовления базисов съемных протезов имеет ряд существенных недостатков. Это побудило исследователей к поиску более совершенных материалов. И.О. Новик в 1933 г. для изготовления съемных протезов предложил при-

менять крезолоформальдегидную смолу под названием «Трикален», которую в 1934 г. он видоизменил и назвал «Стомалитом». С.С. Шведов на основе фенолформальдегидных смол разработал пластмассу «Эфнелит» (1934), а в 1940 г. О.М. Баркман, И.Г. Лукомский, Я.Л. Раев и М.С. Шнейдер предложили свою модификацию смолы, назвав ее «Альдолитом». В 1934 г. на основе акриловых смол был предложен препарат «Неогеколит». Исследовательские работы по применению пластмасс акриловой группы начались только в 1938–1939 гг.

В 1940 г. А.М. Кипнис опубликовал первое предварительное сообщение о применении новой зубопротезной массы «Стомакс». В 1941 г. Б.Н. Бынин сообщил о результатах клинико-экспериментальных исследований акриловой пластмассы АКР-7. В дальнейшем усовершенствованный АКР-10, разработанный Б.Н. Быниным, М.Б. Выгодской, А.Г. Голубковой, З.В. Кошпом, М.Л. Манукяном, В.А. Марским, Г.С. Петровым, А.А. Пешехоновым, И.И. Ревзиным, С.С. Шведовым, получил широкое распространение в клинической практике.

За период 1940–1953 гг. авторским коллективом Центрального института травматологии и ортопедии разработано около 10 рецептов пластмасс, внедрение которых в медицину было высоко оценено государством, присудившим в 1950 г. Б.Н. Бынину, З.В. Кошпу, М.Л. Манукяну, В.А. Марскому и И.И. Ревзину Сталинскую премию. В ортопедической стоматологии пластмассы акриловой группы стали основным конструкционным материалом для базисов пластиночных и бюгельных протезов.

В 1954 г. для улучшения фиксации пластиночных протезов М.А. Нападов применил быстротвердеющие пластмассы. Результаты исследований свойств быстротвердеющих пластмасс были обнародованы А.Э. Рофес и М.А. Нападовым, В.Д. Безуглым, Л.И. Мацем и В.И. Дмитриевой. Быстротвердеющие пластмассы, или пластмассы холодного отверждения, нашли широкое применение в терапевтической стоматологии, ортодонтии, ортопедической стоматологии, челюстно-лицевой хирургии и других разделах стоматологии.

Токсикологические свойства пластмасс, их биологическую совместимость с тканями организма, влияние ее на ферменты

слюны, микрофлору полости рта изучали: Г.Б. Брахман, Б.Н. Бынин, Э.Я. Варес, К.Н. Кутуева, В.Н. Копейкин, И.М. Оксман, И.И. Ревзин, Д.Н. Цитрин, А.М. Кипнис и др.

В эти же годы были применены эластичные пластмассы в качестве имплантатов (Г.Б. Брахман) при восстановлении альвеолярного отростка или альвеолярной части челюстей при чрезмерной атрофии, для создания мягкого слоя базиса пластиночного протеза (В.В. Андреев, И.И. Ревзин, Н.В. Калинина), а также элементов obturаторов при дефектах мягкого нёба (Л.В. Ильина-Маркосян). Эластичным материалом с улучшенными по сравнению с АКР-9 свойствами следует признать материал «Эгмасс-12» на основе полихлорвиниловых смол (И.И. Ревзин, В.А. Марский и др.), но клинические и экспериментальные наблюдения показали, что через 4–6 мес. эластичность «Эгмасс-12» снижается. В 1966 г. на основе акриловых смол был разработан препарат «Эладент-66», предназначенный для мягкого слоя базиса пластиночного протеза. В поисках массы со стабильными эластичными свойствами Е.В. Груздкова, Н.К. Власова, В.В. Паникаровский, Л.А. Бруслова совместно с инженерами-химиками Е.И. Смагиным, А.В. Зуевой и М.В. Крюковой провели экспериментальные исследования резин на основе полиметилвинилсилоксанового каучука марки СКТВ-1. Экспериментальные исследования показали его биологическую индифферентность и стабильность эластических свойств.

В.Н. Копейкин совместно с сотрудниками НИИ пластмасс В.Н. Котрелевым, Т.Д. Кострюковой и В.В. Тарасовым разработали рецептуру новой пластмассы на основе полиэфирных смол — поликарбоната, названной впоследствии «Карбодент». Была разработана технология изготовления протезов из термопластических масс и сконструирован аппарат для изготовления протезов методом литья под давлением. Его исследования были продолжены В.Л. Гроссманом, Э.С. Каливрадзяном.

Конец 50-х и начало 60-х годов XX в. во многих странах мира характеризуется разработкой значительного количества оттисковых материалов с заданными свойствами. В 1954 г. появляются высокоэластичные тиоколовые, а в 1956 г. — силиконовые материалы. Появились термопластичные массы «Стенс», «Керра»,

гуттаперча и другие оттискные композиции — продукции иностранных фирм.

В 1960 г. Б.Р. Вайнштейн разработал оттискные термопластичные массы на основе пентаэритритового эфира с канифолью, которые стали выпускать под названием «масса оттискная термопластичная». В зависимости от состава она имеет различные качественные показатели и назначение — получение оттисков с беззубых челюстей, оттисков для перебазирования протезов в ортодонтии и челюстно-лицевой ортопедии. В 1963 г. он предложил термопластическую массу «Стомапласт», которая приобретала пластичность при температуре полости рта. Масса предназначена для получения функциональных оттисков с беззубых челюстей. Харьковский завод зубоврачебных материалов разработал компрессионный оттискной материал «Дентафоль» на основе природных смол и полимеров. Для получения оттисков с беззубых челюстей П.А. Мороз в 1966 г. рекомендовал применять массу на основе канифоли («Стомапласт» и «Дентафоль»), а позже модифицированная Э.С. Каливграджияном масса выпускалась под названием «Родофоль». В основу разработки был положен принцип получения пластичности массы под влиянием температуры полости рта и формирования оттисков по методике, предложенной Гербстом.

Отечественная промышленность стала выпускать оттискные материалы на основе альгинатов — альгеласт, стомальгин, новальгин. Кроме того, были созданы оттискные материалы на основе синтетических полимеров, которые выгодно отличались от альгинатных, полученных из природного сырья.

Химики и стоматологи большое внимание уделяли оттискным материалам на основе синтетических каучуков: полисульфидного и кремнийорганического. Выпускаемый отечественной промышленностью силиконовый материал «Сиэласт» был предложен в 1960 г. М.М. Гернером, Е.Г. Ароновым и Р.М. Рапопортом.

С 1963 г. в научно-исследовательской лаборатории по изучению стоматологических материалов для зубного и челюстно-лицевого протезирования ММСИ им. Н.А. Семашко Л.И. Гиллером был предложен однокомпонентный оттискной материал на

основе полидиметилсилоксанового каучука, который получил название «Силан».

В 1967 г. изучены свойства эластичной силиконовой пластмассы «Ортосил». После успешных клинических испытаний пластмасса была рекомендована к применению в съемном протезировании. Важной проблемой в ортопедической стоматологии оказался вопрос воздействия акриловых пластмасс на организм. В 1970-е годы в лаборатории ММСИ начались работы по внедрению спектрального анализа при изучении аллергических реакций организма на материал базиса протеза. Было установлено, что явления непереносимости могут быть обусловлены химическим воздействием на слизистую оболочку полости рта, повышенной чувствительностью аллергической или токсической природы.

Успехи химии в области синтеза полимерных веществ позволили создать новые высококачественные стоматологические материалы и разработать новые, рациональные лабораторные и клинические методы. При протезировании успех лечения больного зависит не только от навыков врача-стоматолога и техника, но в значительной степени от правильного выбора стоматологических материалов и знания их физико-химических свойств. Необходимо глубокое изучение свойств материалов и изменений, происходящих в них в процессе их использования.

Глава 1

Основы стоматологического материаловедения

Каждый материал обладает определенным комплексом физических и химических свойств: удельным весом, температурой плавления, электрическим сопротивлением, способностью вступать в химическое взаимодействие с тем или другим веществом и т.д. Из всего комплекса свойств материалов изучаются лишь те, которые имеют прямое или косвенное отношение к стоматологической практике, так как прочность, химическая индифферентность и многие другие свойства непосредственно отражаются на здоровье пациента.

Стоматологические материалы разделяют на основные, вспомогательные и клинические.

Основными (конструкционными) называют материалы, из которых непосредственно изготавливают зубные протезы и аппараты. К ним следует отнести:

- металлы и их сплавы;
- керамику (стоматологический фарфор);
- ситаллы;
- полимеры (базисные, облицовочные, эластичные и др.);
- композиционные материалы.

Вспомогательными называют материалы, используемые на различных стадиях технологии лечения и протезирования. К ним относятся материалы:

- оттисковые;
- моделировочные;
- формовочные;
- абразивные;
- полировочные;
- изоляционные;
- легкоплавкие сплавы;
- припои;
- флюсы;
- отбелы, лаки и др.

Клиническими именуются материалы, используемые на клиническом стоматологическом приеме:

- оттисковые материалы;
- пломбировочные материалы;
- фиксирующие материалы;
- воски и восковые композиции и т.п.

К современным стоматологическим материалам предъявляются высокие требования:

- *токсикологические* — отсутствие раздражающего, бластоогенного (т.е. способствующего образованию опухоли), токсико-аллергического действия;
- *гигиенические* — отсутствие условий, ухудшающих гигиену полости рта;
- *физико-механические* — высокие прочностные качества, износоустойчивость, линейно-объемное постоянство;
- *химические* — постоянство химического состава, антикоррозийные свойства и др.;
- *эстетические* — возможность полной имитации тканей полости рта и лица, эффект естественности;
- *технологические* — простота и легкость обработки, придания нужной формы, объема.

Наряду с традиционными стоматологическими материалами, обладающими требуемыми свойствами, появляются новые материалы особых механических и технологических свойств на основе эпоксидных смол, эластомеров, ситаллов и т.д. Знание зависимости между составом и структурой материалов позволяет улучшить свойства изменением химического состава сплавов

и композиций, применением различных внешних воздействий, созданием совершенно новых материалов с требуемыми характеристиками.

Для определения физико-механических свойств стоматологических материалов применяют самые разнообразные физические методы исследований, основанные на использовании законов кристаллографии, механики, оптики, термодинамики и других разделов физики.

Наряду с классическими методами исследования прочности при различных деформациях (сжатии, растяжении, изгибе, кручении), измерения твердости, определения теплофизических свойств появляются новые методы изучения структуры и свойств материалов: электронная микроскопия, нейтронография, рентгеноструктурный анализ, методы электронного парамагнитного резонанса, ядерного магнитного резонанса. Для определения механических характеристик материалов, таких, как предел прочности, предел текучести, модуль упругости, изготавливают специальные образцы, размеры и форма которых определяются возможностями имеющейся аппаратуры. Кроме испытания материалов, проводят также испытания конструкций (искусственных зубов, коронок, мостовидных протезов и т.д.) для изучения их прочности в сложных напряженных состояниях. При этом необходимо соблюдать условие идентичности напряженного состояния и в эксперименте, и в процессе функционирования протезов в ротовой полости.

Сравнивая механические характеристики основных клинических материалов и тканей зуба были получены результаты, свидетельствующие об отсутствии точных аналогов естественным тканям. По упругим характеристикам к дентину зуба близок цинк-фосфатный, стеклоиномерный цементы и композиционные материалы, по пределу прочности — амальгамы, по твердости — сплавы золота. К эмали зуба по упругим свойствам близки сплавы золота, по твердости — фарфор.

Трудности выбора материалов в ортопедической, терапевтической и ортодонтической клинической практике связаны со свойствами, близкими к свойствам тканей зуба, и обусловлены различием электропроводности, смачиваемости, растворимости во влажных средах.

Сравнение теплофизических свойств зубных тканей и ряда материалов показывает, что удельная теплоемкость эмали в 2–3 раза выше теплоемкости металлов и на 35% ниже теплоемкости дентина. Коэффициент теплопроводности эмали на 32% выше теплопроводности дентина, которая близка по значению к теплопроводности мягких околозубных тканей.

Таким образом, стоматологическое материаловедение является прикладным разделом науки, направленным на создание новых и совершенствование многочисленных известных материалов, а также на изучение их технологических и клинических свойств.

Глава 2

Пломбировочные материалы

2.1. ВРЕМЕННЫЕ ПЛОМБИРОВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ. ХИМИЧЕСКИЙ СОСТАВ, ПОКАЗАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ И ИХ ВИДЫ

Временные пломбировочные материалы применяются в случаях, когда лечение осложненного кариеса невозможно закончить в один сеанс, а также для временной фиксации искусственных коронок и мостовидных протезов. Различают герметические повязки и временные пломбы в зависимости от срока их наложения. Повязки накладывают на срок от 1 до 14 суток. С этой целью используют водный дентин, дентин-пасту, цинк-эвгенольный цемент и др. Временные пломбы ставят на срок от нескольких недель до полугода. Для их постановки используют следующие пломбировочные материалы: цинк-фосфатный цемент, цинк-эвгенольный цемент, поликарбоксилатный цемент, стеклоиономерный цемент. Повязки и временные пломбы должны обеспечивать герметичность кариозной полости и не разрушаться под действием жевательной нагрузки.

Этими принципами должен руководствоваться врач при выборе материала. С помощью временных пломб невозможно достичь длительной герметизации кариозной полости, для этой

цели следует использовать постоянные пломбировочные материалы.

Временные пломбировочные материалы должны быть безвредными для пульпы зуба, не инактивировать лекарственные вещества, быть пластичными, легко вводиться в кариозную полость и выводиться из нее, обеспечивать герметичное закрытие любых полостей на зубах на срок до двух недель, не содержать веществ, нарушающих адгезию и твердение постоянных пломбировочных материалов.

В качестве материалов для временного пломбирования используют следующие пломбировочные материалы:

- 1) цинк-сульфатные цементы;
- 2) цинк-оксид-эвгенольные цементы;
- 3) цинк-фосфатные цементы;
- 4) поликарбоксилатные цементы.

2.1.1. Цинк-сульфатные пломбировочные цементы

Выпускаются в виде порошка, который замешивается на воде, или в виде пасты. Основа порошка — ZnO (оксид цинка) и одноводный сульфат цинка. Порошок модифицируют различными добавками, улучшающими свойства цемента; это могут быть эвгенол, каолин, декстрин, тимол и другие вещества.

Цемент цинк-сульфатный (водный дентин, искусственный дентин) обладает хорошей адгезией к дентину и достаточной прочностью.

Состав: окись цинка 65–70% (по массе); одноводный сульфат цинка 24–25%; каолин 5–10%.

Назначение: водный дентин применяется для временного пломбирования и покрытия лекарственных средств в полости зуба.

Способ применения: порошок смешивают с дистиллированной водой в весовом соотношении 2:1 на стеклянной пластинке в течение 20 с. Затем вносят одной порцией в полость зуба с помощью гладилки, уплотняют ватным тампоном, рабочее время 50 с. Время твердения 5 мин. Зуб необходимо изолировать от попадания слюны.

2.1.2. Цинк-оксид-эвгенольные пломбировочные цементы

Основу их составляют окись цинка и очищенный эвгенол или гвоздичное масло.

Известно 3 вида цинк-оксид-эвгенольных цемента:

- собственно цинк-оксид-эвгенольные;
- модифицированные цинк-оксид-эвгенольные цементы, содержащие ускорители, наполнители;
- цементы, в которых часть эвгенола заменена ортоэтоксibenзойной кислотой.

Собственно цинк-оксид-эвгенольные цементы — это ненаполненные бинарные системы, состоящие из отдельно хранящихся порошка (оксида цинка) и жидкости (очищенного эвгенола или гвоздичного масла). В основе отверждения цинк-оксид-эвгенольных цемента лежит реакция образования эвгенолята цинка, который в отвержденном продукте образует матрицу. Цемент оказывает болеутоляющее и успокаивающее действие на пульпу зуба, обладает хорошей герметичностью, антибактериальным действием, низкой износостойкостью. Прочность на сжатие 7–40 МПа, время окончательного твердения 10–12 ч, в присутствии слюны схватывается быстрее. Для ускорения затвердевания в порошок можно добавить уксусный ангидрид, 1–2% уксуснокислый цинк и другие вещества, в жидкость — 1% этиловый спирт или уксусную кислоту.

Цинк-оксид-эвгенольные пломбировочные материалы замешивают на стеклянной пластине в соотношении 4:1 или 3:1 (порошок/жидкость) металлическим шпателем растирающими движениями, постепенно вводя порошок в жидкость.

Эти цементы применяются для:

- временного пломбирования полостей зуба;
- подкладок, защищающих пульпу зуба при глубоком кариесе;
- пломбирования каналов.

Модифицированные цинк-оксид-эвгенольные цементы с наполнителем — более устойчивы к деформациям растяжения и сжатия, чем немодифицированные. В порошок этого цемента добавляют 10–40% тонко размолотой канифоли или синтетиче-

ских смол (полистирол, полиметилметакрилат) и катализаторов. В жидкость вводят те же синтетические смолы, противомикробные средства (тимол), катализаторы (уксусная кислота).

Цинк-оксид-эвгенольные цементы на основе ортоэтоксiben-золевой кислоты (EBA), которую вводят в состав жидкости до 50–66%, имеют повышенную прочность на сжатие до 55–70 МПа. Использовать их можно и для фиксации ортопедических и ортодонтических конструкций.

2.1.3. Цинк-фосфатные пломбировочные материалы

Они состоят из порошка и жидкости, которые взаимодействуют друг с другом во время смешивания. Порошок цинк-фосфатного цемента состоит из окиси цинка (75–90%), окиси магния до 10%, небольших добавок двуокиси кремния, триоксида висмута и других компонентов, улучшающих свойства цемента. В порошок добавляют небольшое количество пигмента для получения различных оттенков.

Жидкость цинк-фосфатного цемента представляет собой водный раствор ортофосфорной кислоты (45–64%), содержащей фосфаты цинка, алюминия и магния, которые частично нейтрализуют фосфорную кислоту и смягчают реактивность жидкости. Снижение скорости реакции позволяет при смешивании получить однородную цементную массу. В результате реакции взаимодействия оксида цинка и фосфорной кислоты образуется фосфат цинка. Замешанный цемент, находящийся еще в пластичном состоянии, имеет очень высокую кислотность (рН 1–2) благодаря наличию свободной ортофосфорной кислоты, которая еще не прореагировала в процессе замешивания и структурирования (кристаллизации) формовочной массы. Если цемент замешан густо, то она сохраняется от 5 до 30 мин, если жиже, то кислая реакция сохраняется дольше.

Цинк-фосфатные цементы пластичны, имеют хорошую прилипаемость, малую теплопроводность, удобны в работе, относительно безвредны для пульпы. К отрицательным свойствам относят невысокую прочность на сжатие — 80–100 МПа, прочность на растяжение еще ниже — 5–7 МПа, большая усадка — 0,5%, отсутствие образования химических соединений со структурами

зуба. Эти цементы обладают слабой, исключительно механической адгезией, относительно неплохой растворимостью в воде — 0,04–3,3% (стандартная растворимость 0,2%), не выделяют фтор, обладают кариесостатическим эффектом и непрозрачны.

Цинк-фосфатные цементы применяются в качестве изолирующих подкладок под другие пломбировочные материалы, иногда — для временных пломб, для пломбирования каналов зубов и постоянных пломб под искусственные коронки, для фиксации несъемных ортопедических конструкций в основном из металла.

Цинк-фосфатный цемент вносится в подготовленную полость небольшими порциями с тщательной его конденсацией к стенкам полости, цементная масса должна находиться в этот момент в достаточно пластичном состоянии, что обеспечивает прилипание цемента к стенкам полости зуба и улучшает качество пломбы. Наибольшую прочность цемент приобретает через 24 ч, но уже через час прочность его достигает 2/3 этой величины. Попадание слюны в период схватывания цемента повышает его растворимость и уменьшает прочность.

При пломбировании корневых каналов и для фиксации коронок и мостовидных протезов цинк-фосфатные цементы замешивают до сметанообразной консистенции, которая сохраняется в течение 7–8 мин. Если масса получилась более густой, то придется сделать новую порцию, потому что жидкость нельзя добавлять к густозамешанной цементной массе.

Цементы нужно хранить в сухом месте при температуре 15–20 °С.

Нельзя применять разные серии порошка и жидкости, оставлять флаконы порошка и жидкости открытыми на продолжительное время, потому что это приводит к изменению плотности жидкости, что отрицательно сказывается на сроках твердения и прочности материала.

2.1.4. Поликарбоксилатные пломбировочные материалы

Стремление создать материал, который обладал бы прочностью фосфат-цемента, незначительным раздражающим действием цинк-эвгенольных цемента и проявлял адгезию к твердым тка-

ням зуба, привело к появлению поликарбоксилатных цемента. Эти цементы состоят из порошка и жидкости. Порошок — термически обработанный оксид цинка, модифицированный 1–5% оксида магния и оксида кальция. В некоторые цементы в качестве присадок добавляют от 10 до 40% оксида алюминия и фтористое олово. Жидкость — 40–50% вязкий водный раствор полиакриловой кислоты или сополимера акриловой кислоты с итаконовой. Иногда фирмы-производители полиакриловую кислоту высушивают и гранулы добавляют к порошку, тогда этот цемент замешивается на воде.

Поликарбоксилатные цементы проявляют адгезию к зубным тканям за счет химической связи карбоксилатных групп полиакриловой кислоты с кальцинированной поверхностью тканей зубов и протеином дентина. Влага не мешает отверждению. Поликарбоксилатные цементы обладают большей прочностью на растяжение, чем цинк-фосфатные, и хорошей биосовместимостью после замешивания (рН быстро повышается до нейтральной). Фториды дают противокариозный эффект. Прочность этих цемента достигает максимума через 24 ч.

Применяют их в качестве изолирующих подкладок под амальгамы и силикатные цементы, для пломбирования молочных зубов. Благодаря хорошей адгезии к тканям зуба и металлам их используют для фиксации одиночных коронок, вкладок и мостовидных протезов небольшой протяженности. Для фиксации нагруженных мостовидных конструкций их использовать нельзя, потому что они имеют низкую прочность на сжатие и низкий модуль эластичности.

2.2. ПОДКЛАДОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ. СВОЙСТВА, ПОКАЗАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ. ДОСТОИНСТВА И НЕДОСТАТКИ ДАННЫХ МАТЕРИАЛОВ

2.2.1. Материалы для лечебных подкладок

Лечебные подкладки применяют для стимуляции репаративных процессов в пульпе зуба при лечении глубокого кариеса, при случайном вскрытии пульпы, после витальной ампутации пульпы.

По назначению подкладки делятся на лечебные и изолирующие. Хотя сегодня появились материалы, способные выполнять функции тех и других.

Лечебные подкладки должны отвечать следующим требованиям:

- стимулировать репаративные процессы в пульпе;
- обладать бактерицидным и противовоспалительным действием;
- оказывать обезболивающее действие;
- не оказывать раздражающего действия на пульпу зуба и слизистую оболочку полости рта;
- обладать хорошей адгезией и пластичностью;
- выдерживать нагрузки, возникающие после затвердевания в процессе жевания.

В наибольшей степени этим требованиям отвечают препараты, содержащие гидроксид кальция.

При наложении лечебных подкладок под цементные и композитные пломбы они защищают дентин от проникновения через него в пульпу ортофосфорной кислоты из цементов и растворов для травления эмали, которые могут быть причиной развития пульпита и гибели пульпы зуба. Лечебная подкладка должна плотным слоем покрывать дно кариозной полости.

С этой целью применяют препараты, которые можно разделить на 3 группы:

- 1) материалы, содержащие гидроксид кальция;
- 2) цинк-оксид-эвгенольные цементы;
- 3) комбинированные лечебные пасты.

В наибольшей степени этим требованиям отвечают препараты, содержащие гидроксид кальция $\text{Ca}(\text{OH})_2$, оказывающий длительное и интенсивное антимикробное действие за счет высокого значения pH (12,0–13,0). Ионы кальция улучшают реминерализацию размягченного дентина, способствуют нормализации сосудистых нарушений в пульпе.

Препараты этой группы выпускаются в виде порошка и жидкости или в виде двух паст. Существуют также препараты, твердеющие под действием света, которые можно применять под композиты светового отверждения.

Лечебные подкладки применяются в сочетании с изолирующими, так как имеют длительный срок отверждения и недостаточную механическую прочность.

2.2.2. Материалы для изолирующих подкладок

Материалы подкладок защищают пульпу от вредного воздействия химических веществ, постоянного пломбировочного материала и термического воздействия на пульпу извне.

Изолирующие подкладки должны отвечать следующим требованиям:

- стимулировать репаративные процессы в пульпе;
- обладать бактерицидным и противовоспалительным действием;
- оказывать обезболивающее действие;
- не оказывать раздражающего действия на пульпу зуба и слизистую оболочку полости рта;
- не быть питательной средой для микроорганизмов;
- быть совместимыми и хорошо соединяться с постоянными пломбировочными материалами;
- иметь степень прозрачности и цвет, соответствующий дентину, что особенно важно для передних зубов.

К изолирующим подкладкам относят: цинк-фосфатные, поликарбоксилатные, бактерицидные, стеклоиономерные цементы, лаки (жидкие лайнеры).

Толщина изолирующей подкладки зависит от глубины обнаженного дентина и свойств постоянного пломбировочного материала. Если после препарирования дентин обнажен менее чем на 2 мм, то для композита достаточно адгезивной системы.

При более глубоких полостях накладывают изолирующие подкладки в зависимости от выбранного пломбировочного материала. Под амальгаму накладывают слой цемента до 2 мм для увеличения сопротивления силам жевательного давления, термического расширения и усадки. Под композиционные материалы изолирующие подкладки должны покрывать дно и стенки кариозной полости до эмалево-дентинного соединения.

Изолирующие лаки. Лаки — это растворы (в различных органических растворителях — ацетоне, хлороформе, эфире — или

воде) органических полимеров искусственно синтезированных или природного происхождения (смолы: копаловая смола, ка-нифоль, цианоакрилаты, полиуретан). Иногда в лаки добавляют лекарственные вещества (гидроксид кальция, фторид натрия) и наполнитель (оксид цинка).

Лаки запечатывают дентинные трубочки, предохраняя ткани зуба от термических, химических и гальванических раздражителей, но не обладают достаточной адгезией к дентину. Лаки наносят кисточкой на дно и стенки полости; растворитель испаряется и остается тонкая пленка. Необходимо накладывать 2 слоя лака во избежание трещин.

2.3. МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ПОСТОЯННЫХ ПЛОМБ. ПОКАЗАНИЯ К ИСПОЛЬЗОВАНИЮ. МЕТОДИКИ ЗАМЕШИВАНИЯ И ПЛОМБИРОВАНИЯ

2.3.1. Требования к постоянным пломбировочным материалам

1. Технологические требования к исходному неотвержденному материалу:

- 1) форма выпуска материала должна содержать не более двух компонентов, легко смешивающихся перед пломбированием;
- 2) после замешивания материал должен приобретать пластичность или консистенцию, удобную для заполнения полости и формирования анатомической формы зуба;
- 3) пломбировочная композиция после замешивания должна обладать определенным рабочим временем, в течение которого она сохраняет пластичность и способность к формированию (как правило, это 1,5–2 мин);
- 4) время отверждения (период перехода из пластичного состояния в твердое) не должно быть слишком велико, обычно 5–7 мин;
- 5) отверждение должно происходить в присутствии влаги и при температуре не более 37 °С.

2. Пломбировочный материал по всем показателям должен приближаться к показателям твердых тканей зуба:

- 1) проявлять устойчивую во времени и во влажной среде адгезию к твердым тканям зуба;
- 2) при отверждении давать минимальную усадку;
- 3) обладать определенной прочностью на сжатие, сдвиг, высокой твердостью и износостойкостью;
- 4) обладать низким водопоглощением и растворимостью;
- 5) иметь коэффициент теплового расширения, близкий к коэффициенту теплового расширения твердых тканей зуба;
- 6) обладать малой теплопроводностью.

3. Биологические требования:

- 1) компоненты пломбировочного материала не должны оказывать токсического, сенсибилизирующего действия на ткани зуба и органы полости рта;
- 2) материал в отвержденном состоянии не должен содержать низкомолекулярных веществ, способных к диффузии и вымыванию из пломбы;
- 3) pH водных вытяжек из неотвержденного материала должен быть близким к нейтральному.

4. Эстетические требования:

- 1) пломбировочный материал должен соответствовать по цвету, оттенкам, структуре, прозрачности твердым тканям зуба;
- 2) пломба должна обладать цветостабильностью и не изменять качества поверхности в процессе функционирования.

2.3.2. Металлосодержащие пломбировочные материалы (амальгамы)

Амальгамы — это сплавы, металлические системы, в состав которых в качестве одного из компонентов входит ртуть. Амальгамы при 37 °С могут быть жидкими, полужидкими и твердыми (в зависимости от соотношения ртути и других металлов). Металл и ртуть взаимно диффундируют, образуя сплав. При этом возникает и химическое соединение. Например, ртуть образует соединения с золотом (AuHg_2 , Au_2Hg , AuHg_3), серебром (Ag_2Hg_3), медью (Cu_3Hg_4), оловом ($\text{Sn}_7\text{Hg}_{15}$) и др.

Эти соединения образуют твердые растворы, участвуют в структурировании амальгам и влияют на их свойства. В за-

висимости от преобладания того или иного металла амальгамы бывают серебряные, медные и золотые.

Амальгамами в стоматологии пользуются почти 200 лет. До недавнего времени это был один из самых распространенных пломбировочных материалов для пломбирования полостей I, II и V класса для моляров. Наиболее широко применяются в детской практике, потому что имеют небольшую растворимость в слюне. В настоящее время амальгамы вытесняются композициями и компомерами, которые более эстетичны. Каких-либо сведений о связи общих заболеваний пациентов и персонала, работающих с амальгамами, в литературе нет.

Положительные свойства амальгам:

- пластичные;
- твердые, химически стойкие;
- твердеют при температуре 37 °С;
- обеспечивают наиболее длительный срок функционирования пломб (10–15 лет);
- обладают бактерицидными свойствами;
- небольшая растворимость в слюне.

Отрицательные свойства амальгам:

- высокая теплопроводность;
- значительная усадка при недостатке ртути;
- способность амальгамировать золотые коронки;
- не соответствуют цвету зубов;
- плохая адгезия к твердым тканям зуба;
- коэффициент термического расширения больше, чем у твердых тканей зуба.

Серебряная амальгама. Сплав содержит серебро, олово, медь, цинк, ртуть, соотношение которых может быть различно. Иногда в состав амальгамы могут входить золото, платина и палладий. Состав сплава для приготовления амальгамы регламентируется стандартом №1 Международной зубоврачебной федерации.

Сплав должен содержать не менее 65% серебра, не более 29% олова, не более 6% меди, 2% цинка и 3% ртути.

Серебро и олово — это металлы, которые обуславливают расширение амальгамы при ее затвердевании. Если олова в сплаве будет больше 27%, то возникает большая усадка при затверде-

вании за счет кристаллизации олова, а при избытке серебра повышается прочность сплава, возникает слишком большое расширение материала, уменьшается текучесть; медь повышает прочность, а цинк повышает пластичность амальгамы, твердость амальгамы, уменьшает текучесть. Образование и схватывание амальгамы — это сложный процесс.

Опилки амальгамного сплава состоят из интерметаллического соединения Ag_3Sn (гамма-фазы) и эвтектической легкосплавной смеси $\text{Ag}_3\text{Sn} + \text{Sn}$. В процессе соединения с ртутью часть Ag_3Sn и олова реагируют со ртутью, а часть исходной гамма-связи остается. При этом возникают две новые фазы — гамма 1 и гамма 2.



Затвердевшая амальгама состоит из 15% гамма-фазы 1 и 75% гамма-фазы 2. Соотношение фаз в амальгаме зависит от условий отверждения. Прочность амальгамы на сжатие повышается с увеличением содержания гаммы-фазы. Таким образом, растворение сплава сопровождается усадкой, а кристаллизация и образование новых фаз — их расширением, после чего наступает небольшая вторичная усадка.

Разница в объемных изменениях в амальгамах с высоким содержанием серебра не очень заметна. Решающими факторами здесь являются правильное замешивание и внесение амальгамы в полость. Проникновение в амальгаму влаги во время замешивания или введение ее в полость приводят к значительному расширению, проявляющемуся через 5–7 дней, что вызывает сильный болевой приступ. В результате попадания воды растворяется цинк и выделяется водород, образующий в пломбе пустоты, что увеличивает объем пломбы и давление на стенки зуба. Поэтому при наложении пломбы из амальгам, содержащих цинк, надо изолировать пломбируемый зуб от попадания влаги. Отсутствие цинка не гарантирует отсутствия окисления. Бесцинковые амальгамы требуют строгого соблюдения инструкции применения.

Процесс наложения пломбы состоит из следующих операций:

- 1) дозировка сплава и ртути;
- 2) замешивание;

- 3) внесение амальгамы в полость рта и ее конденсация;
- 4) обработка пломбы.

В зависимости от методики приготовления сплава частицы его могут иметь различную форму и размер. В современных сплавах преобладают сферические частицы 40–60 мкм. Такие амальгамы более пластичны и прочны, в них отсутствует фаза олово–ртуть, которая ответственна за коррозию амальгамы. Для получения хорошо формуемой смеси ртуть берут в избытке. Массовое соотношение опилок и ртути зависит от содержания серебра в сплаве и составляет 5:4 для амальгамы с низким содержанием серебра и 5:8 — для амальгамы с высоким содержанием серебра (соотношение указывается в инструкции). При недостатке ртути амальгамы дают большую усадку, зернистую поверхность и плохое краевое прилегание. Излишки ртути удаляют из смеси перед введением ее в полость зуба. При излишке ртути уменьшается прочность, повышается текучесть пломбы, удлиняется срок затвердевания, изменяется цвет, снижается коррозионная устойчивость пломбы.

Для смешивания в ступку помещают дозированные количества порошка сплава и ртути (соотношение компонентов по весу 1:1). Дозировку порошка осуществляют взвешиванием или дозатором, ртуть добавляют капельницей-дозатором для ртути. Порошок и ртуть помещают в ступку, растирают пестиком до образования гомогенной пластичной массы, прилипающей к стенкам ступки. Массу готовят 1,5–2 мин. Скорость растирания 200 оборотов пестика в минуту при силе давления 800–1200 г. Работать надо в резиновых перчатках. В процессе растирания нельзя добавлять ни ртуть, ни опилки, так как это нарушает структурирование материала, резко ухудшает прочность и коррозионную устойчивость пломбы. Собирать амальгаму со стенок и формировать порции надо кусочком марли, излишек ртути выдавливают, туго скручивая марлю до появления хруста при сдавливании массы между пальцами. Готовая серебряная амальгама сохраняет пластичность в течение 5–7 мин. Замешивают амальгаму в вытяжном шкафу или в специальной комнате.

В настоящее время амальгаму готовят с использованием специальных приборов амальгамосмесителей, которые представля-

ют собой электрические приборы с большим числом оборотов в минуту и с реле времени от 10 до 60 с. В них закрепляют капсулу, в которую помещают опилки и ртуть. Капсула состоит из двух отдельных камер, в которые заправляют опилки и ртуть заранее, а перед замешиванием половинки капсулы совмещают, чтобы опилки и ртуть были в общей камере. Амальгамосмеситель включают на 30–60 с. Некоторые фирмы выпускают амальгаму в одноразовых капсулах, состоящих из двух камер; перед применением перегородку между ними разрывают и помещают в амальгамосмеситель. Недостатком капсульных амальгамосмесителей является необходимость заправлять капсулы в вытяжном шкафу заранее и возможность загрязнения кабинета при вибрации. В амальгамосмесителях с автоматическим дозирующим устройством этих недостатков нет. В них есть резервуары для порошка и ртути и автоматический механизм коррекции доз компонентов, который соединен со смесительной трубкой, что позволяет готовить амальгаму без предварительной заправки капсул. Процесс приготовления идет внутри аппарата.

Серебряные амальгамы характеризуются текучестью и прочностью, значительно большей, чем у стоматологических цемента и пластмассовых материалов. Прочность амальгамы колеблется в зависимости от состава. Прочность на сжатие 70% амальгамы в возрасте 14 дней достигает 300 МН/м^2 , тогда как дентин имеет прочность 200 МН/м^2 . Максимального значения прочность на сжатие амальгама достигает через 24 ч. Амальгама обладает бактерицидным действием. Установлено, что в полостях, запломбированных медной амальгамой, как правило, обнаруживается стерильность дентина. При пломбировании амальгамой применяют изолирующие прокладки из цемента (цинк-фосфатных, стеклоиономерных).

2.3.3. Пластмассы

Классификация пластических пластмасс

По типу мономерных звеньев пластмассы делятся на 2 класса.

К первому классу относятся полимеры или сополимеры, в основе получения которых лежит процесс полимеризации или сополимеризации (полиэтилен). Основным процессом получе-

ния полимеров второго класса является поликонденсация (полиамиды).

По пространственной структуре пластмассы подразделяют:

- линейные полимеры — химически не связанные одиночные цепи монополимерных звеньев (целлюлоза, каучук);
- разветвленные полимеры, имеющие структуру, подобную крахмалу и гликогену;
- пространственные (сшитые) полимеры, построенные в основном как сополимеры.

Разветвленные и неразветвленные линейные полимеры легче растворяются в органических растворителях, плавятся без изменения основных свойств и при охлаждении затвердевают. Структура их сохраняется до достижения температуры плавления, выше этой температуры линейная цепь изменяет свою форму.

Высокомолекулярные соединения классифицируют *по принадлежности к органическим или неорганическим соединениям*:

- к неорганическим полимерам относятся силикаты (кремниевая кислота, силоксаны);
- к органическим полимерам — полиэтилен, полиметилметакрилат.

Кроме всего сказанного, полимеры делятся на:

- гомоцептные, имеющие связи углерод-углерод;
- гетероцептные, имеющие кроме углеродистых, связи с атомами кислорода, серы, галогенов.

К органическим полимерам относится большое количество природных высокомолекулярных соединений — биополимеров (белки, нуклеиновые кислоты).

Олигомеры — полупродукты полимеризации, содержащие небольшое количество (10–15) мономерных звеньев.

Полимеры, содержащие в одной макромолекуле несколько типов мономерных звеньев, называются **сополимерами**. *По типу чередования мономерных звеньев* сополимеры делятся на:

- регулярные (целлюлоза);
- нерегулярные (нуклеиновые кислоты, белки).

По функциональной роли в стоматологии полимеры можно разделить на:

- базисные (основные) конструкционные (для искусственных зубов и съемных протезов);
- клинические (пломбировочные материалы, адгезивы, герметики);
- вспомогательные (оттискные, моделировочные, формовочные).

Полимеры, применяемые в ортопедической стоматологии, испытывают значительные функциональные нагрузки и находятся в жестких условиях полости рта, поэтому они должны обладать высокими физико-химическими свойствами и отвечать следующим требованиям:

- 1) иметь прочность и сопротивляемость истиранию, достаточные для противодействия нагрузкам, возникающим при жевании;
- 2) быть эластичными в связи с неизбежной упругой деформацией зубных протезов;
- 3) обладать постоянством формы и объема;
- 4) подвергаться шлифовке и полировке;
- 5) обладать химической инертностью в условиях полости рта, отсутствием раздражающего действия на слизистую оболочку;
- 6) быть гигиеничными;
- 7) обладать способностью окрашиваться в нужные цвета и не изменять их.

2.3.4. Стеклоиономерные цементы

Изобретены в начале 1970-х годов путем объединения силикатных и полиакриловых композиций. Представляют собой высокоионизированные полимеры с многократно повторяющейся группой гидроксила. Стеклоиономерные материалы относятся к системам типа порошок–жидкость. Порошок представляет собой алюмосиликатное стекло, полученное сплавлением оксидов кремния и алюминия во фторидном флюсе с некоторым количеством фосфата алюминия. Жидкость — раствор поликарбоновых кислот: полиакриловой, полиитаконовой, полималеиновой и винной. Винная кислота способствует схватыванию цемента. При смешивании порошка с жидкостью в присутствии воды

силикатное стекло взаимодействует с полиакриловой и винной кислотами по типу кислотно-основной реакции. Структура затвердевшего стеклоиономерного материала представляет собой полимеризованный и поперечно-сшитый матрикс поликарболовой кислоты, в которой вкраплены частицы окруженного силикогелем стекла. Стеклоиономерные пломбировочные материалы, химически взаимодействуя с эмалью и дентином, образуют хелационные связи с кальцием, а между коллагеном дентина и поликарболовой кислотой образуется водородная связь. У водорастворимого класса стеклоиономерных материалов кислотный компонент высушивается при низкой температуре и в виде сухого порошка вводится в готовый препарат. Для лучшей адгезии композиции к стенкам кариозной полости проводят кондиционирование поверхности твердых тканей зубов раствором полиакриловой или лимонной кислоты. Поскольку стеклоиономеры приобретают достаточную прочность и адгезию к дентину в течение 24 ч, а под влиянием воздуха они растрескиваются и пересыхают, то поверхность пломбы покрывают специальным лаком. Наиболее важными общими свойствами стеклоиономерных пломбировочных материалов являются:

- 1) высокая химическая адгезия (8–12 МПа) к эмали, дентину, пломбировочным материалам, металлам и их сплавам;
- 2) отсутствие раздражающего действия на пульпу и необходимости кислотного протравливания эмали и дентина;
- 3) незначительная растворимость и устойчивость к действию кислот;
- 4) рентгеноконтрастность;
- 5) способность выделять фториды длительное время после затвердевания;
- 6) высокая абразивная стойкость;
- 7) близость по коэффициенту термического расширения к такому же показателю у дентина;
- 8) соответствие по цвету эмали зубов;
- 9) купирование усадки, присущей композитам и прочная связь с ним.

Благодаря таким свойствам стеклоиономеры применяют для пломбирования кариозных полостей и некариозных поражений,

для фиксации ортопедических и ортодонтических конструкций, для пломбирования каналов зубов, в качестве изолирующих подкладок в системе пломбирования «сэндвич»-техника. При нанесении на сделанную из такого материала изолирующую подкладку фотокомпозита и его последующей световой полимеризации возникает более прочная связь, чем между стеклоиономером и дентином. При полимеризационной усадке фотокомпозит «тянет» за собой стеклоиономерную прокладку и отрывает ее от поверхности дентина. Для устранения этого осложнения были созданы стеклоиономерные материалы двойного отверждения, где базовая кислотно-щелочная реакция дополняется полимеризацией, активируемой светом. У этих композиций в состав порошка входит не только фторалюмосиликатное стекло, но и мономеры (НЭМА), а в водный раствор полиакриловой кислоты включают фотоинициатор — камфарохинон. Первая реакция отверждения — обычная для стеклоиономеров. Вторая реакция — фотополимеризация — происходит быстрее благодаря гомополимеризации и сополимеризации метакрилатных групп.

Дальнейшее совершенствование стеклоиономеров привело к созданию материалов, имеющих тройной механизм полимеризации: стеклоиономерная реакция, фотополимеризация и химическая полимеризация полиакриловой кислоты, для чего в состав материалов вводятся не только катализаторы и активаторы светового отверждения, но и химические катализирующие системы. Тройной механизм затвердевания увеличил прочность стеклоиономеров до 220 МПа при сжатии и позволил вносить материал в полость большими порциями.

Стеклоиомеры по назначению делятся на следующие группы:

- 1) подкладочные;
- 2) восстановительные;
- 3) для фиксации искусственных коронок, мостовидных протезов и ортодонтических аппаратов;
- 4) для пломбирования каналов зубов.

Подкладочные цементы применяют в качестве изолирующих подкладок под композиты, амальгамы. Они быстро твердеют после замешивания, но менее прочны.

2.3.5. Композитные материалы

Наиболее часто применяются для постоянной фиксации эстетических реставраций из керамики и композитов. Это связано с тем, что при правильном применении и совершенных мануальных навыках они обладают наибольшей прочностью и адгезией. Они также практически нерастворимы в полости рта и имеют широкий спектр оттенков и степеней прозрачности. Выпускают такие материалы в виде порошка и жидкости или двух паст. Порошок представляет собой тонкоизмельченный полимер метилметакрилата и боросиликатного стекла. Жидкость — смесь акриловых мономеров. Активация полимеризации осуществляется системой перекись бензоила — третичные амины. Прочность материала при сжатии — 200–150 МПа. У этих материалов двойной механизм полимеризации: световой и химический.

Стеклоиомеры, модифицированные композитом для постоянной фиксации, обладают рядом преимуществ над цинк-фосфатными, поликарбоксилатными и композитными фиксирующими материалами.

Преимущества:

- 1) хорошая адгезия и механические свойства;
- 2) не требуется применения бондинговых систем;
- 3) химическая адгезия к твердым тканям зуба позволяет работать в условиях повышенной влажности;
- 4) минимальная толщина пленки, легкая и тонкая припасовка конструкции;
- 5) отсутствие послеоперационной чувствительности;
- 6) низкая растворимость в ротовой жидкости гарантирует надежное краевое прилегание;
- 7) рентгеноконтрастность облегчает диагностику;
- 8) постоянное фторовыделение.

Все материалы для фиксации применяют в строгом соответствии с инструкцией пользования с соответствующими бондинговыми системами.

2.3.6. Компомеры

Компомеры (гласиозиты) — реставрационные материалы, представляющие собой композитно-иономерные составы. Свое на-

звание эта группа материалов получила в результате комбинации слов КОМПОзит и стеклоионоМЕР.

С химической точки зрения компомер — это комбинация кислотных групп стеклоиономерных полимеров и фотополимеризуемых групп композитных смол.

Органическая матрица компомера состоит из обычного для композитов мономера, модифицированного кислотными группами. Наполнитель представляет собой частицы стронций-фтор-силикатного стекла с добавлением фторида стронция. Размер частиц наполнителя — 0,8–1 мкм.

Компомеры имеют двойной (двухэтапный) механизм отверждения. Сначала, после инициации светом, активируется полимеризация композитного компонента. Это обеспечивает первичную твердость материала. Затем компомер пропитывается влагой из полости рта и происходит кислотно-основная (стеклоиономерная) реакция. При этом внутри отвержденной полимерной композитной матрицы образуется тонкая стеклоиономерная структура. Стеклоиономерная реакция ведет к усилению структуры материала за счет дополнительного поперечного связывания полимерных молекул, а также обеспечивает пролонгированное выделение в окружающие ткани ионов фтора. Адсорбция воды приводит к небольшому увеличению объема пломбы (до 3%), компенсируя в какой-мере полимеризационную усадку. Однако увеличение объема компомера может негативно сказываться на краевом прилегании: могут появиться выступающие из полости края пломбы.

По заявлению фирм-производителей компомеры сочетают в себе положительные свойства композитов и стеклоиономеров. В то же время следует признать, что «композитные» свойства у компомеров выражены гораздо слабее, чем у композитов. Они обладают меньшими, чем у композитов, прочностью, полируемостью и износостойкостью. С другой стороны, «стеклоиономерные» свойства у компомеров выражены гораздо хуже, чем у стеклоиономерных материалов. Компомеры значительно уступают стеклоиономерам по выделению фтора, химической адгезии к тканям зуба и биологической совместимости. Компомеры обязательно применяются с адгезивной системой.

В связи с вышеизложенным в настоящее время интерес практических врачей-стоматологов к компомерам значительно снизился. Их ограниченно применяют в случаях, когда необходимы удовлетворительная эстетика и противокариозное действие, но при этом пломба не будет испытывать значительных жевательных нагрузок и к ней не предъявляются эстетические требования.

Показания к применению компомеров:

- 1) пломбирование кариозных полостей всех классов в молочных зубах, если возможно обеспечить абсолютную сухость полости в течение всего времени пломбирования;
- 2) пломбирование кариозных полостей V класса по Блеку, клиновидных дефектов, эрозий эмали постоянных зубов (обязательно препарирование полости);
- 3) пломбирование полостей III класса по Блеку в постоянных зубах;
- 4) временное пломбирование полостей при травме зубов;
- 5) наложение базовой подкладки под композит при пломбировании методом «сэндвич»-техники.

Техника клинического применения компомеров принципиально не отличается от техники пломбирования светоотверждаемыми композитами.

Перед началом пломбирования производится снятие зубных отложений и пигментаций. Затем при помощи расцветки, входящей в комплект материала, подбирают необходимый оттенок. Создания ретенционных пунктов, как правило, не требуется, так как это увеличивает объем пломбы, ухудшая ее прочностные характеристики. При пломбировании клиновидных дефектов, эрозий эмали и пришеечных дефектов должно также проводиться препарирование полости. Как показал клинический опыт, пломбирование компомерами без препарирования не обеспечивает надежной адгезии пломбировочного материала с твердыми тканями зуба.

Адгезивная система наносится на стенки и дно полости в соответствии с инструкциями фирмы-производителя. Затем приступают к наложению пломбировочного материала. Компомер вносится послойно. Толщина слоя не должна превышать 2,5 мм. Каждый слой полимеризуется в течение 40 с. При пломбировании

нии компомерами должен соблюдаться принцип «направленной полимеризации». Шлифование и полирование пломбы производится сразу после полимеризации.

2.3.7. Керамеры

При прямых восстановлении зубов и изготовлении коронок из композитов возможны осложнения, связанные с неполной полимеризацией композита, значительной усадкой, повышенной стираемостью. Для решения этих проблем были разработаны композитные материалы второго поколения, предназначенные для лабораторного изготовления пломб и объединяющие в себе преимущества фарфора и композитов. Они состоят из слоистой матрицы и неорганического наполнителя. Улучшенные физические характеристики обусловлены более высокой концентрацией наполнителя и использованием мономеров с большим количеством реакционных участков. Керамеры обладают крайне высокой степенью полимеризации, что увеличивает их прочность, прозрачность и биосовместимость. Уникальность процесса полимеризации керамера состоит в двойном отверждении. На первом этапе материал отверждается фотополимеризацией, на втором — поверхностный слой материала проходит окончательное отверждение при температуре 140 °С и давлении 5 атм. в нейтральном азоте. Эмалевый слой двойного отверждения включает боросиликатное стекло (до 74% по весу), опакующий дентин включает бариевое стекло до 80% и прозрачный дентин — до 78,8%. Последний обладает идеальной прозрачностью. В результате послойной техники получается гладкая поверхность, имеющая максимальную естественность. Стекловолокно — армирующий элемент, изготовлен из вязкого, сверхпрочного высокомолекулярного материала. Он выпускается в виде лент специального плетения, которые крайне пластичны, легко и надежно прилегают к поверхности зубов. У керамеров практически такая же твердость, что и у твердых тканей зуба. Конструкции из керамеров не травмируют зубов-антагонистов. Особенно желательно применение керамеров у той категории пациентов, у которых нарушены обменные процессы и снижен иммунитет (в частности, при заболевании сахарным диабетом).

2.3.8. Светоотверждаемые композитные материалы

В настоящее время наиболее широко распространены композиты, полимеризация и затвердевание которых происходит под воздействием света.

В качестве наполнителя используются те же вещества, что и в композитах химического отверждения (бариевое стекло, диоксид кремния, кварц, фарфоровая мука, спеченный кремний).

В качестве органической матрицы используют следующие мономерные системы: УДМА (уретандиметакрилат), ДГМА (декандиолдиметакрилат).

В состав этих материалов входит катализатор камфарохинон, образующий с третичными аминами нестойкое соединение, которое под воздействием света определенной длины волны (400–500 нм) распадается на радикалы, запускающие процесс полимеризации. Свет проникает на глубину не более 2–3 мм, поэтому материал наносят послойно и отдельно полимеризуют каждый слой. Степень и глубина полимеризации зависят от цвета и прозрачности композита, светлые оттенки лучше пропускают свет и могут отверждаться в слоях до 4 мм, а темные — не более 2 мм.

Весь процесс полимеризации фотокомпозита происходит в так называемые два периода: «светлый» и «темный»:

- «светлый» период начинается с момента освещения материала лампой и заканчивается с ее выключением;
- «темный» период начинается после выключения лампы и продолжается еще 24 ч.

Чтобы пломба была прочной, во время «светлого» периода 80% объема материала должно полимеризоваться.

Все светополимеры обладают усадкой, направленной к источнику света полимеризационной лампы (может произойти отрыв материала от стенок полости зуба вследствие неполной полимеризации глубоких слоев). Послойная техника внесения композита позволяет также уменьшать усадку, слои композита не наносят горизонтально, а только под углом. Полимеризацию композита лампой осуществляют через эмаль или ранее положенные и отвержденные слои композита, как бы приваривая их друг к другу и к тканям зуба.

Наложение адгезива между отвержденным слоем и последующим не требуется, потому что реактивность кислорода к радикалам выше, чем у мономеров, если материал твердеет на воздухе. В результате усадки на поверхности композита образуется «выпот», называемый «слоем, ингибированный кислородом». Визуально это проявляется в виде тонкого слоя жидкости на поверхности композита. Этот слой нельзя загрязнять и стирать, потому что он позволяет слоям композита соединяться без адгезива. При наслоении последующего слоя композита широкой гладилкой надо выдавливать слой, ингибированный кислородом. Если «слой, ингибированный кислородом», разрушен, то необходимо опять протравить поверхность композита и нанести адгезив.

Особенности современных фотокомпозитов:

- биологическая толерантность, высокая степень полимеризации, выделение фтора в окружающие ткани;
- идентичность эмали, дентину и цементу зуба по физическим свойствам и образование с ними химической связи;
- очень высокая механическая прочность от 350 до 420 МПа при сжатии;
- не растворяются в ротовой жидкости;
- склеивание материалов фрагментами (композит — композит, композит — стеклоиономер, композит — компомер и др.);
- отсутствует необходимость классического препарирования полости зуба по Блеку.

Использование этих материалов позволяет производить:

- эстетическое пломбирование зубов при кариесе и некариозных поражениях;
- коррекцию цвета живых и девитальных зубов;
- восстановление твердых тканей зубов, утраченных в результате травм;
- коррекцию формы и положения зубов;
- герметизацию фиссур;
- прямое изготовление искусственного зуба при полном и частичном отсутствии коронки зуба;
- реставрацию сколов керамики;

- изготовление полимерных коронок и мостовидных протезов;
- уменьшение и закрытие диастем и трем.

Фотополимеры выпускаются в непрозрачных шприцах по 3–4 г или специальных капсулах по 0,2–0,25 г композита. Капсулы вставляются в специальный «пистолет» и непосредственно выдавливаются в полость.

Из шприца материал выдавливается на специальную пластинку и инструментом вносится в полость. Выпускаются композиты световой полимеризации со степенью прозрачности соответствующей эмали (эмалевые оттенки), дентину (опакые оттенки) и режущему краю (оттенки режущего края).

Композиты химического и светового отверждения классифицируются по размерам частиц неорганического наполнителя.

1. *Макронаполненные* фотополимеры.
2. *Микронаполненные* фотополимеры — в настоящее время выпускаются в виде неомогенных композиций, в состав которых входят частицы предварительно полимеризованного материала и диоксид кремния, что увеличивает содержание наполнителя до 55%, повышается прочность материала и остается хорошая полируемость и цветостойкость, поэтому их можно применять для пломбирования передней группы зубов, а также боковых, за исключением полостей 2 и 4 классов по Блеку.
3. *Гибридные* композиты — универсальны и используются для всех видов пломбирования. Гибридные композиты подвержены незначительной стираемости, обладают меньшим коэффициентом термического расширения, пониженной полимеризационной усадкой, повышенной прочностью на излом и сжатие, пониженной абсорбцией воды, хорошо полируются. Они представляют собой нечто среднее между микронаполненными композитами с их высокой стираемостью и макронаполненными, более устойчивыми к стираемости. Недостаток этих материалов состоит в том, что их поверхность обладает невысокой механической устойчивостью, становясь шероховатой со временем, что ухудшает эстетику.

Дальнейшее совершенствование композитов привело к созданию так называемых *микрогибридных композитов*, в которых сочетаются частички наполнителя размером 1–2 м и микрочастицы от 0,01 до 0,07 м. Концентрация частиц наполнителя достигает 75–80%, что придает им большую прочность до 300–350 МПа. Минеральный наполнитель обеспечивает прочность пломбы и пространственную стабильность, уменьшает усадку пломбы в процессе твердения и приближает ее коэффициент термического расширения к КТР твердых тканей зуба. С другой стороны, наличие большого количества микрочастиц дает возможность отполировать ее до зеркального блеска. Таким образом, перечисленные свойства микрогибридных композитов позволяют применять их для восстановления всех классов передних и боковых зубов. Микрогибридные композиты обладают высокой рентгеноконтрастностью, что важно при пломбировании полостей на контактных поверхностях.

В связи с поиском материалов, заменяющих амальгаму, ученые создали микрогибридные композитные материалы повышенной прочности; их называли пакуемыми или конденсируемыми. Специфическая форма наполнителя (полимерное стекло) обеспечивает большую плотность заполнения наполнителем материала, что придает композиции плотную конституцию и их можно конденсировать в полости зуба. Материалы можно вносить в полость зуба горизонтальными слоями и полимеризовать непосредственно с поверхности. Они не имеют широкой гаммы оттенков, но обладают очень низким уровнем стирания (1,6–2,0 мкм за год), небольшой полимеризационной усадкой (1,6–1,8%), хорошо противостоят жевательным нагрузкам.

2.3.9. Житкотекучие композитные материалы (силанты)

Текущие композиты содержат меньше неорганического наполнителя и обладают значительной полимеризационной усадкой (5–7%) по сравнению с традиционными фотокомпозитами. При полимеризации текучих композитов в них отсутствуют внутренние полимеризационные напряжения, которые есть в обычных композитах, что может привести к появлению трещин. Текущие

композиты имеют низкий модуль упругости, поэтому их можно называть низкомодульными. Они обладают способностью растекаться по поверхности, образуя тонкую пленку (обладают тиксотропностью), и поэтому могут проникать в труднодоступные участки и не стекать с обработанной поверхности. Текучие композиты обладают достаточной прочностью при сжатии до 250–300 МПа и благодаря вышеперечисленным свойствам применяются в клинической практике в следующих случаях:

- эстетическое пломбирование небольших полостей I, II, IV класса по Блеку;
- пломбирование пришеечных дефектов;
- герметизация фиссур;
- в качестве подкладок под прямое пломбирование жевательных зубов;
- ремонт небольших дефектов в композитных пломбах во избежание поднугрений.

Текучие материалы упакованы в шприцы, вносятся в полость зуба с использованием специальных наконечников, имеют разные цветовые оттенки, применяются с теми же адгезивными системами, что и аналогичные композиционные материалы обычной вязкости. Вносятся в полость послойно: толщина каждого слоя 2 мм, время полимеризации 20 с, особенно темные оттенки — 40 с.

2.4. МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ПЛОМБИРОВАНИЯ КОРНЕВЫХ КАНАЛОВ. ТРЕБОВАНИЯ. КЛАССИФИКАЦИЯ. ПОКАЗАНИЯ К ПРИМЕНЕНИЮ

Очень важный этап лечения пульпитов и периодонтитов — пломбирование корневого канала. Отдаленные результаты лечения зависят от качества заполнения корневого канала, свойства используемого материала и реактивности организма. Для пломбирования корневых каналов в современной стоматологии применяют следующие методы:

- 1) метод заполнения канала одной пастой;
- 2) метод одного (центрального) штифта;

- 3) заполнение канала гуттаперчей (метод боковой конденсации, пломбирование химически размягченной гуттаперчей, вертикальное уплотнение теплой гуттаперчи, термомеханическое уплотнение гуттаперчи);
- 4) депофорез медно-кальциевым гидроксидом.

При пломбировании одной пастой, несмотря на кажущуюся простоту, выведение материала за верхушку является правилом, а не исключением. Распределение материала в канале часто бывает неоднородным, возникает возможность появления воздушной прослойки. Другие недостатки метода — это то, что паста может значительно сокращаться в объеме, а некоторые пасты — рассасываться при соприкосновении с тканевой жидкостью. Заполнение канала гуттаперчей (боковая конденсация холодных гуттаперчевых штифтов с заполнителем пасты) считается самым надежным методом пломбирования корневых каналов. Термофил — это способ пломбирования корневых каналов зуба разогретой гуттаперчей на пластиковом носителе, который называется обтуратор. При разогревании гуттаперча становится пластичной, и благодаря этому свойству происходит плотное запечатывание канала зуба. Герметичность снижает риск развития микроорганизмов в корневом канале. Эта система приобрела свою популярность после появления инструментов, с помощью которых стало возможным механически обрабатывать канал зуба. Метод депофореза применяется при пломбировании зубов с труднопроходимыми и искривленными каналами зубов. Метод депофореза гидроокиси меди и гидроокиси кальция позволяет сохранить совсем безнадежные зубы. При помощи специального инструмента в систему корневого канала вводится лекарственное вещество. Образуется лекарственное депо. Благодаря этому происходит стерилизация канала, так как гидроокись меди и гидроокись кальция обладают сильнейшими бактерицидными свойствами.

Материалы для пломбирования корневых каналов должны отвечать следующим требованиям:

- быть удобными в работе, легко вводиться в канал;
- быть пластичными, чтобы обеспечить заполнение канала на всем протяжении, повторяя особенности его формы;

- не уменьшаться в объеме при твердении в канале;
- не рассасываться в канале;
- быть непроницаемыми для тканевой жидкости;
- не раздражать периодонт;
- стимулировать пластическую функцию периодонта;
- обладать антисептическими свойствами;
- быть рентгеноконтрастными;
- не окрашивать зуб;
- при необходимости легко выводиться из корневого канала.

Материалы для пломбирования каналов делятся на 3 группы:

- 1) пластичные нетвердеющие;
- 2) пластичные твердеющие;
- 3) твердые штифты.

2.4.1. Пасты для временного пломбирования

В группу пластичных нетвердеющих материалов входят пасты на жировой масляной основе с добавлением оксида цинка, белой глины, активных компонентов, придающих пасте антисептические, болеутоляющие, остеотропные и другие свойства. Чаще всего используют сульфаниламиды, анестезин, гидроксид кальция, метилурацил, йодоформ.

Все эти пасты не твердеют в корневом канале, поэтому проницаемы для тканевой жидкости и со временем могут рассасываться в верхушечной части канала. Антисептики, входящие в состав паст, через несколько дней или недель инактивируются и могут вызывать аллергические реакции.

2.4.2. Силеры

Силеры — цементы для obturation корневых каналов.

Требования к силерам:

- 1) хорошая адгезия к стенкам канала;
- 2) легкость введения в канал;
- 3) обеспечение достаточной герметизации основного канала и его ответвлений;
- 4) рентгеноконтрастность;
- 5) отсутствие усадки после отвердевания;
- 6) достаточно мелкий размер частиц наполнителя;

- 7) отсутствие окрашивания тканей зуба;
- 8) бактериостатичность или неспособность быть питательной средой для бактерий;
- 9) медленное затвердевание;
- 10) нерастворимость в тканевых жидкостях;
- 11) толерантность к тканям, отсутствие раздражающих свойств;
- 12) свойство растворимости в определенных растворителях для извлечения из корневого канала;
- 13) неспособность провоцировать иммунный ответ.

В настоящее время признано неэффективным самостоятельное изготовление и использование паст для obturation корневых каналов, что может привести к неконтролируемому выведению материала за верхушечное отверстие при избыточном давлении, к неудовлетворительной obturation при недостаточном давлении, а также к последующему вымыванию из корневого канала. Заводское изготовление позволяет точно дозировать компоненты материала и эффективно использовать силеры с гуттаперчевыми штифтами. Без применения силера гуттаперча неплотно запечатывает канал, не происходит obturation его боковых ответвлений. Самостоятельное использование паст для obturation корневых каналов допустимо только на короткое время, во временных зубах и в постоянных зубах с незавершенным формированием корня.

Силеры на основе цинк-эвгенола. Большинство существующих материалов этой группы основываются на формуле Rickert, включающей в себя следующие компоненты: окись цинка — 42%, стабелитовая смола — 27%, субкарбонат висмута — 15%, сульфат бария — 15%, борат натрия безводный — 1% (для увеличения времени затвердевания), эвгенол. Материалы данной группы быстрее твердеют в полости зуба под воздействием влаги и температуры, однако имеют свойство вымываться из каналов.

Силеры на основе гидроксида кальция. Материалы этой группы лишены раздражающих свойств цинк-оксид-эвгенольных цементах, обладают меньшей растворимостью в тканевых жидкостях и оказывают остеогенный эффект на периапикальную кость и цемент зуба, ускоряя образование так называемой «цементной пробки».

Силеры на основе полимеров и смол. Большинство современных силеров на рынке — это полимеры. Они включают в себя силеры на основе эпоксидной смолы. Токсичность таких силеров связана с выделением очень небольшого количества формальдегида: это результат химических процессов твердения. Но это количество недолго выделяемого формальдегида в тысячи раз меньше, чем при длительном выделении из традиционных формальдегидсодержащих силеров.

2.4.3. Применение гуттаперчевых штифтов для пломбирования корневых каналов

Штифты изготавливают из акриловой пластмассы, серебра, гуттаперчи. Штифты используются с пластичным корневым наполнителем, который способствует плотному прилеганию материала к стенкам канала, уменьшает усадку, упрощает пломбирование. Перед заполнением корневого канала штифт подбирают в соответствии с длиной и диаметром канала. Штифты серебряные выпускаются 10, 15, 20 размеров; из акрилата — 10, 15, 20, 25 и 30 размеров; из гуттаперчи — 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 и 50 размеров. Штифты рентгеноконтрастны. Качество заполнения корневых каналов должно проверяться рентгенологически.

Комбинированные лечебные пасты выпускаются в готовой форме, но лучше их готовить непосредственно перед употреблением, а поскольку они не твердеют, то их изолируют временными пломбировочными материалами.

Твердые пломбировочные материалы изготавливаются из металлов, гуттаперчи, стекловолокна. В состав гуттаперчевых штифтов входит каучук, наполнитель — оксид цинка, рентгеноконтрастное вещество — сульфат бария, красители, антиокислители. Гуттаперчевые штифты пластичные, гибкие, не дают усадки, что позволяет добиться герметичного пломбирования корневых каналов, как широких, так и узких искривленных, используя методы вертикальной, латеральной конденсации и термомеханической конденсации с использованием машинного вертикального конденсатора. Для улучшения заполнения корневого канала и облегчения скольжения штифта необходимо перед применением штифт обмакнуть в пластичный корневой

наполнитель. Качество заполнения корневых каналов должно проверяться рентгенологически.

Гуттаперчивые штифты выпускаются длиной 28 мм, цветокодированные следующих размеров — 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 (по стандартам ISO). В их состав входят чистое серебро до 99%, никель и другие металлы (медь, цинк).

Штифты способствуют плотному прилеганию материала к стенкам канала, упрощают пломбирование, дают возможность плотно заполнить сильно изогнутые корневые каналы.

Главные достоинства гуттаперчи — хорошая биосовместимость, низкая токсичность, возможность надежного заполнения системы каналов в разогретом состоянии, пространственная стабильность в затвердевшем состоянии и простота удаления из корневого канала при необходимости повторного лечения.

К недостаткам гуттаперчи относят отсутствие адгезии к дентину и бактерицидных свойств. До недавнего времени основным методом пломбирования корневых каналов был метод заполнения одной пастой, который имеет ряд недостатков: неравномерность заполнения основного канала и его ответвлений, усадка пасты, рассасывание пасты при контакте с тканевой жидкостью и др. Сейчас основной метод — пломбирование корневых каналов гуттаперчей с использованием силеров (паст). Силер выступает не только в качестве дополнительного герметика, заполняющего корневой канал и обеспечивающего адгезию гуттаперчи к стенкам канала, но и в качестве субстанции, обеспечивающей свободное скольжение гуттаперчевых штифтов в корневом канале при его пломбировании.

Для осуществления надежного пломбирования полости зуба после проведения эндодонтического лечения применяют анкерные штифты. Они имеют внекорневую головку для ввинчивания штифта при помощи специального ключа. Анкерные штифты изготавливают из титана и его сплавов; нержавеющей стали; сплава золота с платиной; стали, покрытой золотом. Они имеют цилиндрическую форму с конусообразным кончиком и различные размеры. Просвечиваемость сквозь композиционный материал желтого цвета создает более естественный цветовой эффект, чем при использовании стального штифта. Оптимальная толщина

штифта равна $1/3$ диаметра корня зуба, длина — $2/3$ длины корня или определяется по формуле «длина корня минус 3 мм апикальной части корневой пломбы». Закрепляют штифты в канале на фиксирующие материалы.

Стекловолоконные штифты изготавливают из стеклянных волокон, связанных композитом; они бывают светопроводимые и несветопроводимые. Размеры штифтов соответствуют стандартам ISO и отмечены соответствующими цветами; есть основные и промежуточные размеры. Стекловолоконные штифты могут устанавливаться на передние зубы. Они обладают прочностью металла и модулем эластичности, сопоставимым с модулем эластичности зуба, что снижает раскливающие нагрузки на стенки корня. Светопроницаемые штифты дают возможность применять их со светоотверждаемыми материалами, а также материалами двойного отверждения.

Пасты на основе резорцинформалиновой смолы применяются для пломбирования каналов с неполной экстирпацией пульпы, в детской практике — для лечения пульпитов временных зубов методом девитальной ампутации с предварительно проведенной импрегнацией резорцинформалиновой жидкостью. Раньше резорцинформалиновую пасту готовили непосредственно перед употреблением: к 40% раствору формалина добавляли до насыщения кристаллы резорцина (резорцинформалиновая жидкость), а потом к ней прибавляли окись цинка. Дозировка была приблизительной, химическая и бактериологическая чистота ингредиентов — сомнительной. Сейчас применяют готовые пасты; они обеспечивают быструю антисептическую обработку содержимого зубных каналов. Во время полимеризации пасты выделяется газообразный формальдегид, который проникает в зубные каналы, превращая альбумины в нерастворимые антисептические смеси.

Резорцинформалиновая паста обладает следующими положительными свойствами: нерастворима тканевыми жидкостями, обладает длительным антисептическим и фунгицидным действием, глубоко проникает в дентинные каналы. Но паста окрашивает зуб в розовый цвет, а при выведении за верхушку корня оказывает раздражающее действие.

Глава 3

Конструкционные материалы

3.1. МЕТАЛЛЫ И СПЛАВЫ. ТРЕБОВАНИЯ. ХИМИЧЕСКИЙ СОСТАВ. ПОКАЗАНИЯ К ИСПОЛЬЗОВАНИЮ. ТЕХНОЛОГИЯ ПРИМЕНЕНИЯ, СВОЙСТВА

3.1.1. Историческая справка

Большинство металлов было открыто в XIX в., хотя тогда далеко не все из них получили промышленное использование.

Применение металлов в технике началось с меди, серебра и золота. Затем начали применять те из них, которые относительно легко восстанавливаются (олово, свинец) или их достаточно много в природе, например железо.

Именно железо в виде его сплава с углеродом получило наибольшее распространение, что связано с рядом причин: малой стоимостью, наилучшими механическими свойствами и большой распространенностью его руд в природе. Впоследствии сплавам железа с углеродом и другими металлами присвоили название **сталь**. Стали, например, производят больше, чем всех остальных металлов, вместе взятых. Объем производства стали — важнейший показатель технической и экономической мощи государства.

Археологические исследования свидетельствуют, что самые древние металлические стоматологические протезы появились в VII–V вв. до н.э. в Финикии и Этрусии.

Первым металлом для изготовления стоматологических протезов было золото. Из него изготавливали утраченные передние зубы, скрепляя их с оставшимися зубами золотой проволокой. В Греции и Риме на основе хорошо развитого ювелирного искусства начали изготавливать одиночные коронки и мостовидные протезы с использованием припоев. Монополия золота в стоматологии длилась более 2500 лет. Это объяснить можно тем, что золото и подобные ему металлы в природе находятся в самородном состоянии и не требуют каких-либо сложных технологий для получения металла из руды, как металлы группы железа. Вдобавок температура плавления золота — 1083°C , и оно легко может быть расплавлено на открытом огне. До начала XX в. из-за высокой стоимости золота ортопедическое лечение конструкциями из золотых сплавов было доступно только для богатых особ и их окружения.

Сегодня широко используемые дешевые сплавы на кобальто- и никель-хромовых основах требовали сложной, еще неизвестной для того времени технологии выплавки и сами были еще неизвестны.

Впервые коррозионно-стойкие высоколегированные сплавы на основе железа начали применяться с середины XIX в., сначала в области машиностроения.

Возникшая новая отрасль промышленности — автомобилестроение — потребовала создания новых высококачественных жаропрочных сплавов. В начале 1900-х годов для деталей двигателей внутреннего сгорания впервые были применены жаропрочные кобальтохромовые сплавы. Они получили название Stellite (стеллиты) за их яркость, блеск, твердость. Обладали чрезвычайно высокой коррозионной стойкостью, имели великолепные прочностные характеристики не только в обычных условиях, но и при высоких температурах, в агрессивных средах, не только в поковках или горячекатаных изделиях, но и в литом виде. Если бы не высокая стоимость кобальтохромовых сплавов типа Stellite, их можно было бы считать идеальными материалами для машиностроения.

С 1920-х годов Stellite использовались серийно для изготовления деталей машин ответственного назначения, например для изготовления выпускных клапанов двигателей самолетов и автомашин, лопастей газовых турбин. До появления технологии изготовления спеченных порошков карбида вольфрама литейные сплавы типа Stellite использовались в производстве для изготовления резцов металлорежущих станков.

С 1930 г. началось использование кобальтохромовых сплавов для изготовления съемных стоматологических протезов. Состав используемых сплавов был очень близок к составу промышленного сплава Stellite. В стоматологическом применении Stellite получил название Vitallium.

В 1943 г. в США использовались несколько сплавов на кобальто- и никель-хромовой основе: vitallium, ticonium, niranium, linorium, jelencoLG. Все эти сплавы схожи, содержат лишь небольшое количество железа и используются в основном для литых стоматологических протезов. По оценкам на 1949 г., более 80% всех каркасов протезов были отлиты из кобальтохромовых сплавов типа Vitallium. Особенно увеличилось производство протезов, сделанных на кобальтохромовой основе, в результате стремительного роста цен на золотые сплавы.

Применение традиционных неблагородных сплавов на основе кобальта, никеля и хрома для ортопедической стоматологии, вероятно, будет постепенно сокращаться в связи с возможностью побочных реакций у пациентов, чувствительных к влиянию неблагородных металлов. Поэтому вторая половина прошлого столетия характеризуется появлением большого количества материалов на основе драгоценных металлов.

Сплавы разделяют на группы, в химическом составе которых присутствует:

- золото;
- платина;
- палладий и серебро;
- железо;
- никель;
- кобальт;
- титан.

В настоящее время на стоматологическом рынке представлены различные кобальтохромовые и никель-хромовые сплавы, а также сплавы на основе золота, которые удовлетворяют практически весь диапазон требований современной ортопедической стоматологии.

3.1.2. Строение и свойства металлов

В химии под металлами понимают определенную группу элементов, которые, вступая в химическую реакцию с неметаллами, отдают им свои внешние (валентные) электроны. Все металлы прежде всего следует разделять на две большие группы — черные и цветные.

Черные металлы имеют темно-серый цвет, большую плотность, высокие температуры плавления, относительно высокую твердость. Наиболее типичными представителями этой группы являются железо и его сплавы.

Цветные металлы чаще всего имеют характерную окраску: красную, желтую, белую, обладают большой пластичностью, малой твердостью, относительно низкими температурами плавления. Наиболее типичный представитель этой группы — медь.

Строение металлов и сплавов определяется макроскопическим и микроскопическим анализами.

Строение металлов. Все вещества в твердом состоянии имеют кристаллическое или аморфное строение. В кристаллическом веществе атомы расположены геометрически правильно и на определенном расстоянии друг от друга, в аморфном же — беспорядочно. Всякое вещество может находиться в трех агрегатных состояниях — твердом, жидком и газообразном.

В газах отсутствует закономерность расположения частиц (атомов, молекул); частицы хаотически двигаются, отталкиваясь одна от другой, и поэтому газ стремится занять возможно больший объем.

В твердых телах атомы располагаются в определенном порядке, силы взаимного притяжения и отталкивания уравновешены, и твердое тело сохраняет свою форму.

В жидкости частицы (атомы, молекулы) сохраняют лишь так называемый «ближний» порядок, т.е. в пространстве закономерно расположено небольшое количество атомов. Ближний

порядок неустойчив: он то возникает, то исчезает под действием тепловых колебаний. Таким образом, жидкое состояние — как бы промежуточное между твердым и газообразным; при соответствующих условиях возможен непосредственный переход из твердого состояния в газообразное без расплавления (*сублимация*). Правильное, закономерное расположение частиц в металле (сплаве) характеризует его кристаллическое состояние. Гипотеза о том, что в кристаллах частицы располагаются закономерно, была выдвинута еще в 1860 г. Е.Е. Федоровым, но доказано это было только после открытия рентгеновских лучей в 1895 г.

Свойства металлов объясняются особенностями их строения:

- расположением и характером движения электронов в атомах;
- расположением атомов, ионов и молекул в пространстве;
- размерами, формой и характером кристаллических образований.

Металлы могут быть полиморфными и изоморфными. *Полиморфные* металлы способны переходить из одного состояния в другое и существовать в различных кристаллических формах при разных температурах (например, кобальт, олово, марганец, железо и др.). При изменении строения кристаллической решетки меняются свойства металлов. *Изоморфные* металлы имеют только один тип кристаллической решетки (например, алюминий, медь, никель, хром, ванадий и др.).

Кристаллизацией называется переход металла из жидкого состояния в твердое с образованием кристаллической решетки и возникновением кристаллов. Простейший тип кристаллической ячейки — кубическая решетка. Здесь атомы «упакованы» недостаточно плотно. Некоторые металлы имеют тетрагональную решетку. При этом каждый металл обладает определенной кристаллической решеткой, которая при воздействии внешних факторов (термическая обработка, литье, наклеп и др.) может измениться. Это явление называется **полиморфизмом**. Однако в кристаллическом строении присутствуют дефекты — атомные пустоты (вакансии), которые играют очень важную роль при протекании диффузных процессов в сплавах и зависят от их термической обработки. Таким образом, правильность кристал-

лического строения нарушается двумя видами дефектов — точечным («вакансии») и линейным (дислокация), что обуславливает качественные характеристики металла.

Теоретические расчеты механической прочности реальных металлов, основанные на силе отрыва или сжатия атомных слоев металла, дают значения в 10–50 раз больше, чем наблюдается на практике. Причина этого кроется в том, что кристаллическая структура реальных металлов несовершенна. В хорошо отожженных металлах в каждом кубическом сантиметре обычно имеется 10^6 – 10^7 дислокаций. В наклепанных металлах плотность дислокаций может быть в 100–10 000 раз больше, что приводит к трещинам и разрушению металла.

Все кристаллы анизотропны. Различие свойств в зависимости от направления испытания называется анизотропией. Следует учесть, что каждой температуре кристаллизации (степени охлаждения) отвечает размер устойчивого «зародыша»; более мелкие, если они и возникают, тут же растворяются в жидкости, а более крупные растут, превращаясь в кристаллы. Указанная особенность процессов кристаллизации имеет огромное практическое значение при получении качественного литья. Чем сильнее охлаждение металла, тем больше в нем возникает центров кристаллизации и, следовательно, тем меньше будут размеры отдельных зерен затвердевшего металла, т.е. при одной степени охлаждения одного и того же металла получается мелкозернистая структура, а при другой — крупнозернистая. Структура же металла имеет решающее влияние на его механические свойства.

Чтобы получить на практике нужную степень охлаждения, отливку расплавленного металла производят в холодные или подогретые формы, регулируя, таким образом, скорость образования центров кристаллизации и скорость роста кристаллов. Обычно процессы зарождаются у стенок и на дне формы, в которую выливается расплавленный металл.

3.1.3. Строение и свойства сплавов

В природе немногие металлы (золото, платина, серебро, ртуть и ряд других) встречаются в свободном (чистом) состоянии. Но

и они не нашли применения в ортопедической стоматологии в чистом виде, а получили распространение в виде сплавов.

Сплавом называется вещество, полученное путем сплавления двух или более элементов. Металлические сплавы — это макроскопически однородные системы, состоящие из двух или более металлов с характерными металлическими свойствами. В широком смысле сплавами называются любые однородные системы, получаемые сплавлением металлов, неметаллов, оксидов, органических веществ.

Строение сплава более сложное, чем металла, и зависит, главным образом, от того, в какие взаимодействия вступают составляющие его компоненты. Взаимодействие компонентов, в свою очередь, зависит от условий процесса литья.

Известно три типа взаимоотношений компонентов сплава:

- 1) образование механической смеси;
- 2) образование химических соединений;
- 3) образование твердого раствора.

В твердом состоянии может не быть химического взаимодействия между компонентами и простыми веществами, образующими сплав. Тогда строение сплава представляет собой механическую смесь отдельных частиц, зерен обоих компонентов. Такие сплавы образуют сурьма и свинец, кадмий и висмут и др.

Механическая смесь компонентов образуетсся тогда, когда последние не способны к взаимному растворению в твердом состоянии и не вступают в химическую реакцию с образованием соединения. При этих условиях сплав будет состоять из кристаллов компонентов, отчетливо выявляемых при микроскопическом анализе. При этом свойства сплава представлены усредненными свойствами элементов, которые его образуют.

Составляющие сплав вещества могут вступать в химическое взаимодействие, образуя химические соединения, или взаиморастворяться друг в друге, образуя растворы (например, при погружении алюминия в расплавленную медь или при соприкосновении платины с расплавленной сурьмой). При этом при кристаллизации разнородные атомы соединяются в определенной пропорции с образованием нового типа решетки, отличающейся от решеток металлов сплава.

Кроме механической смеси и химических соединений возможно образование таких фаз, которые не могут быть полностью отнесены к перечисленным и являются как бы промежуточными: например, твердый раствор, при котором даже при значительном увеличении нельзя различить составляющие его частицы, так как одно вещество находится в состоянии ионов, атомов и молекул и внедряется в промежутки между молекулами другого вещества. Примером могут служить сплавы на основе никеля–хрома, меди–никеля и др., где аустенитная структура нержавеющей стали получена в виде твердого раствора углерода в железе. В жидком состоянии большинство металлических сплавов, применяемых в технике, представляют собой однородные жидкости, т.е. *жидкие растворы*. При переходе в твердое состояние во многих таких сплавах однородность сохраняется, следовательно, сохраняется и растворимость. Твердая фаза, образующаяся в результате кристаллизации такого сплава, называется *твердым раствором*.

Следовательно, в отличие от механической смеси твердый раствор является однофазным, состоит из одного вида кристаллов, имеет одну кристаллическую решетку. Строение и свойства сплавов определяются фазовыми превращениями, протекающими при нагреве и охлаждении сплавов.

Технология получения сплавов требует ознакомления с процессами их легирования.

Легирование — это придание особых свойств сплавам путем введения других металлов (элементов). Элементы, специально вводимые в определенных концентрациях с целью изменения строения и свойств сплава, называются *легирующими элементами*. Например, сталь, содержащая всего 0,05–0,1% ванадия или 0,1% титана, считается легированной титановой или ванадиевой. Золото в основном легируется серебром или медью, иногда платиной. Элементы, которые растворены в золоте, влияют на температуру плавления сплава. Платина в этой системе значительно повышает температуру плавления золота, поэтому важно знать, при какой температуре лигатуру наиболее целесообразно вводить, чтобы не сжечь основной металл. Эти сведения приобретают особую актуальность при изготовлении припоя, в состав

которого вводился весьма легкоплавкий кадмий. В настоящее время из-за высокой токсичности кадмий в припой для золота применяется крайне редко.

3.1.4. Классификация сплавов

В стоматологии нашли применение более 500 различных сплавов. Классически выделяют группы благородных и неблагородных сплавов. В соответствии с международными стандартами деление сплавов на группы представлено следующим образом.

Группы металлических сплавов (ISO, 1989)

1. Сплавы благородных металлов на основе золота:
 - золотые;
 - золотопалладиевые;
 - серебряно-палладиевые.
2. Сплавы благородных металлов, содержащие 25–50% золота или платины либо другие драгоценные металлы.
3. Сплавы на основе неблагородных металлов:
 - хромоникелевый;
 - кобальтохромовый;
 - никель-хромовый;
 - кобальтохромомолибденовый;
 - сплавы титана;
 - вспомогательные сплавы алюминия и бронзы для временного пользования, а на основе свинца и олова — для технологических целей.
4. Сплавы для металлокерамических конструкций:
 - с высоким содержанием золота (более 75%);
 - с высоким содержанием благородных металлов (золота и платины, золота и палладия более 75%);
 - на основе палладия (более 50%);
 - на основе неблагородных металлов:
 - на основе кобальта, + хром > 25%, молибден > 2%;
 - на основе никеля, + хром > 25%, молибден > 2%.

Сплавы также можно классифицировать по ряду других признаков:

- по назначению (для изготовления съемных и несъемных протезов);

- по температуре плавления — легкоплавкие (с точкой плавления до 300 °С); тугоплавкие — благородные сплавы (с температурой плавления до 1100 °С — сплавы золота) и сплавы, температура плавления которых превосходит 1200 °С (нержавеющие стали);
- по количеству компонентов сплава;
- по физической природе компонентов сплава;
- по технологии переработки.

В зависимости от назначения сплавы подразделяют на:

- литейные;
- деформируемые;
- специальные сплавы с металлическим и оксидными покрытиями;
- сплавы промежуточных назначений (вспомогательные).

В стоматологии для неблагородных сплавов употребляется обозначение NEM или NE. В металлургии сокращение NE определяет группу сплавов из «металлов, не содержащих железа». На сегодняшний день для обозначения неблагородных сплавов применяется более точное определение EMF (без драгоценных металлов).

В соответствии с международными нормами сплавы на основе благородных металлов подразделяются в стоматологии по их физическим свойствам и по рекомендованным областям применения на 4 типа:

- тип 1 — низкая прочность, для малых нагрузок (вкладки);
- тип 2 — средняя прочность, для средних нагрузок (накладки);
- тип 3 — высокая прочность, для больших нагрузок (цельнолитые коронки, мостовидные протезы небольшой протяженности);
- тип 4 — очень высокая прочность, для очень больших нагрузок (каркасы бюгельных протезов, телескопические коронки, балки, мостовидные протезы большой протяженности, каркасы для облицовки керамикой).

Требования к сплавам металлов, применяемых в ортопедической стоматологии:

- биологическая индифферентность и антикоррозионная стойкость к воздействию кислот и щелочей в небольших концентрациях;

- высокие механические свойства (пластичность, упругость, твердость, высокое сопротивление износу);
- определенные физические (невысокая температура плавления, минимальная усадка, небольшая плотность и т.д.) и технологические свойства (ковкость, текучесть при литье и др.), обусловленные конкретным назначением.

Кроме общих требований к сплавам, предъявляются и специфические требования. Так, если сплав металлов предназначен для покрытия керамикой, он должен иметь температуру плавления выше температуры обжига керамической массы, сходный с ней коэффициент теплового расширения и быть способным к сцеплению с керамикой. Большое значение имеет соответствие коэффициентов термического расширения двух материалов, что предотвращает силовые напряжения в керамической облицовке, которые могут вызвать трещины и сколы последней.

3.1.5. Физические свойства сплавов

Температура плавления сплава. Этим параметром определяется тип необходимого плавильного оборудования. Золотые сплавы имеют температуру плавления ниже температуры плавления чистого золота. Обычно эти сплавы расплавляют на воздухе в муфельных печах.

Сплавы на кобальтохромовой и никель-хромовой основах имеют значительно более высокие температуры плавления — 1280–1450 °С. Сплавы с такими температурами плавления нельзя плавить в муфельных печах. Для их плавления используют электрические дуговые печи, индукционные печи или специальные газовые горелки. Эти устройства сложны и требуют относительно более высокой квалификации персонала.

Плотность. Плотность золотосодержащих сплавов составляет 14–18 г/см³. Плотность кобальтохромовых сплавов равна приблизительно 8,4 г/см³. Плотность никель-хромовых сплавов чуть ниже — 8,2 г/см³. Таким образом, плотность кобальтохромовых и никель-хромовых сплавов почти в два раза ниже, чем золотосодержащих сплавов.

Модуль упругости. Стоматологические кобальтохромовые сплавы имеют модуль упругости около 228 ГПа. Никель-хромовые сплавы — около 186 ГПа, а сплавы на основе золота — всего

около 90 ГПа, т.е. модуль упругости никель-хромовых сплавов в 2 раза, а кобальтохромовых стоматологических сплавов более чем в 2,5 раза выше, чем у золотых сплавов. Используя сплав с большим модулем упругости, можно изготовить тонкостенный протез с уменьшенным объемом и весом.

Усталость. Сплавы металлов обладают таким свойством, как усталость. Обычно усталость может возникать в таких конструкциях, как дуговые и мостовидные протезы, когда зубным техником и врачом-ортопедом не учитывается наличие циклических нагрузок во время акта жевания.

- При воздействии на металл большого числа циклических нагрузок (переменных нагрузок, меняющихся в одних и тех же пределах) может наступить разрушение от усталости. Наиболее опасная нагрузка при усталости — нагрузка симметричного типа, при которой меняется знак, а абсолютные величины напряжения равны между собой.
- Деталь, разрушенная от усталости, имеет весьма характерный излом с двумя зонами: зоной усталости с блестящей полированной поверхностью и зона разрушения с матовой, зернистой поверхностью (структурой).

Прочность. Небольшие различия в составе кобальтохромовых и никель-хромовых сплавов оказывают влияние на их прочность. Предельная прочность на разрыв колеблется от 640 до 825 МПа.

Предельная прочность стоматологического золотого сплава несколько ниже прочности литых кобальтохромовых сплавов. Наивысшими прочностными характеристиками обладают элементы стоматологических протезов — кламмеры и аттачмены, вырезанные электроискровым методом из деформированного кобальтохромового сплава.

Высокая прочность затрудняет шлифование и полирование сплавов, но противостоит повреждениям при эксплуатации (истиранию). Отделочные операции прочного, твердого материала требуют высококачественного абразивного инструмента и большего времени для обработки. Зубные техники для обработки твердых кобальтохромовых сплавов используют алмазный ин-

струмент, электроэрозионную обработку, электролитическую полировку и др.

Упругость определяется пределом текучести — величиной механического воздействия, необходимого для появления остаточной деформации. Это одно из важнейших свойств сплава, используемого для изготовления съемных протезов.

Международный стандарт «Стоматологические литейные сплавы на металлической основе» (ISO 6871–01) устанавливает, что предел текучести не должен быть менее 500 МПа. Упругость упрочненных стоматологических золотых сплавов приблизительно равна упругости сплавов на никель-хромовой основе.

Пластичность. Пластичность сплава зубного протеза характеризуется относительным удлинением сплава. Относительное удлинение — одно из свойств, которое трудно измерять, так как оно подвержено большим случайным ошибкам при измерениях. Международный стандарт «Стоматологические литейные сплавы на металлической основе» (ISO 6871–01) устанавливает, что относительное удлинение при разрыве должно быть не менее 1,5%. Незначительная пористость или наличие какого-либо неметаллического включения в сечении испытываемого образца резко изменяет результат измерений. Протезы из сплавов с высокой пластичностью и прочностью на разрыв реже ломаются.

3.1.6. Сплавы из благородных металлов

К драгоценным металлам относятся золото, металлы платиновой группы, а также их сплавы. Широкое применение они получили из-за высокой антикоррозионной стойкости в обычной атмосфере, в воде и многих других средах. Все эти металлы (кроме платины) обладают невысокой температурой плавления, высокой плотностью, не имеют аллотропических превращений (кроме родия), очень пластичны (кроме родия и осмия).

Золото (Au) находится в природе в виде крупных кусков (самородков), чаще всего вкрапленных в руду цветных металлов, или по берегам горных рек в виде мелких частиц, смешанных с песком (рассыпное золото). Единственное химическое соединение золота в природе — калверит (Au_2T_2 , соединение золота с теллуrom) — встречается очень редко.

Золото желтого цвета; в проходящем свете тонкая пластинка золота имеет зеленый свет. Удельный вес золота 19,32. Температура плавления 1064 °С; температура кипения 2550 °С. Теплопроводность золота большая — 68,3. Усадка — 1,2%. Чистое золото — мягкое, ковкое и тягучее и может быть выковано в фольгу толщиной 0,0001 см. Из 0,05 г золота можно вытянуть проволоку длиной 162 м.

Золото не окисляется ни при каких температурах и не растворяется ни в каких кислотах и щелочах, кроме царской водки. Золото в чистом виде не применяется для изготовления изделий вследствие того, что оно слишком мягкое и недостаточно прочное. Оно легко сплавляется со многими металлами. Для технических целей готовят сплавы золота с другими металлами — так называемое лигатурное золото. Металлы, добавляемые к золоту, называют лигатурными металлами. Они придают сплавам определенные физические свойства.

Температура плавления с увеличением количества серебра понижается. При добавлении к сплаву 50% серебра он приобретает белый цвет. Медь придает сплаву твердость. Сплавы с большим содержанием меди имеют красноватый цвет. Сплав из 75% золота, 10% меди и 15% серебра называют «зеленым золотом». Сплав золота с серебром и палладием называется «белым золотом». От прибавления небольшого количества платины золото становится весьма эластичным. В практике чаще всего применяют сплавы золота, содержащие серебро и медь. Такие сплавы отличаются необходимой твердостью, достаточно ковкие и имеют красивый желтый цвет.

Достоинство, или ценность, сплава, содержащего золото (платину или серебро), выражается «пробой». В нашей стране с 1927 г. введена метрическая система проб. По этой системе проба показывает содержание чистого золота, платины или серебра в 1000 весовых частей сплава.

В зубопротезной технике золото применяется с древних времен, и расход его для этой цели достиг очень большого количества. Несомненно, что здесь сыграли большую роль неокисляемость золота и его хорошие механические свойства. Золото употребляют для изготовления вкладок, штифтовых зубов, коро-

нок, съемных протезов с металлическим базисом, мостовидных и других работ.

До 1990-х годов применялись только 3 вида драгоценных сплавов: сплав 900-й пробы для коронок и литья, сплав 750-й пробы — для каркасов бюгельных протезов и кламмеров, сплав 750-й пробы — в качестве припоя.

Сплав золота 900-й пробы содержит 90% золота, 4% серебра, 6% меди. Имеет температуру плавления 1063 °С. Медь придает механическую прочность, вязкость, твердость, усиливает цвет сплава. Сплав обладает большой пластичностью, вязкостью, жидкотекучестью в расплавленном состоянии, легко поддается штамповке, вальцеванию, ковке и другим методам механической обработки под давлением, а также литью. Сплав обладает невысокой твердостью и легко подвергается истиранию. Поэтому при изготовлении штампованных коронок рекомендуют заливать их золотым припоем с внутренней стороны.

Используется для изготовления штампованных коронок и частей мостовидных протезов. Выпускается в виде дисков диаметром 18, 20, 23, 25 мм и блоков по 5 г.

Сплав золота 750-й пробы содержит 75% золота, 8% меди, 8% серебра, 9% платины. Сплав обладает высокой упругостью и малой усадкой при литье. Эти качества приобретаются за счет добавления платины и увеличения количества меди.

Используется для изготовления каркасов бюгельных протезов, кламмеров, вкладок.

Сплав золота 750-й пробы служит припоем, когда в него добавляется 5–12% кадмия (золота 75%, серебра 5%, меди 13%, кадмия 5%, латуни 2%). Кадмий снижает температуру плавления припоя до 800 °С. Это дает возможность расплавлять его, не оплавливая основные детали протеза. Отбел — 10–15% соляная кислота.

В последние десятилетия бурными темпами разрабатываются и широко внедряются в практику стоматологии сплавы на основе драгоценных металлов для различных ортопедических конструкций. Цель создания новых сплавов — достижение максимального сочетания технологических параметров и функциональных свойств.

Известны сплавы с высоким содержанием благородных металлов (сумма золота и платиноидов — 70–98%), не содержащие легирующих элементов (Cd, Ni, Be), которые способны оказывать токсическое или аллергическое воздействие на организм. Структура сплавов этой группы металлов представляет собой однородные твердые сплавы или механические смеси твердых растворов. Сплавы имеют высокие показатели биологической инертности и коррозионной устойчивости и должны соответствовать стандартам ISO.

Например:

- сплав на основе золота «Супер-ТЗ» (в названии ТЗ — «твердое золото»). Это термически упрочняемый износостойкий сплав с содержанием золота 75%, имеет красивый желтый цвет и соответствует III группе сплавов по Международному стандарту ISO 1562–84. Интервал плавления сплава 880–950 °С. Используется для изготовления штампованных и литых несъемных ортопедических конструкций с полимерными покрытиями и без них. Есть возможность, меняя твердость сплава, индивидуализировать выбор технологии изготовления ортопедической конструкции в зависимости от состояния твердых тканей зубов-антагонистов или контактирующего материала зубного протеза. Производится в виде гранул, дисков и волоки;
- сплав на основе золота и платиноидов «Супер-КМ» содержит золото, платину и палладий (сумма благородных металлов — 98%), светло-желтого цвета; используется для изготовления каркасов литых и металлокерамических конструкций (вкладки, полукоронки, коронки, мостовидные протезы). Температура плавления сплава 1115 °С. Форма выпуска — пластинки массой 1 г;
- сплав, содержащий 72% золота, 5% платины и 11% серебра, желтого цвета, имеющий температуру плавления 960 °С; применяется для изготовления каркасов бюгельных протезов с кламмерной или замковой фиксацией. Сплав создает необходимую жесткость каркасу протеза, обеспечивает малую истираемость и отсутствие дефор-

мации в области фиксирующих элементов. Выпускается в форме гранул.

Развитие дентальной имплантологии определило высокие темпы исследований и разработок новых золотосодержащих сплавов. Так, был создан сплав для изготовления цельнолитых конструкций, бюгельных протезов с замковой системой фиксации, цельнолитых коронок, имплантатов. В его составе 70% золота, 4,4% платины, 2,0% палладия, 13,5% серебра, 8,8% меди, 1,2% цинка, 0,1% иридия.

Платина (Pt) встречается в природе в самородном состоянии. Добыча платины основана на отделении друг от друга составных частей руды с разным удельным весом. Она серовато-белого цвета. Это самый тяжелый металл, удельный вес 21,5. Температура плавления платины 1770 °С, температура кипения 2450 °С.

Усадка платины незначительная; это качество платины и ее сплавов используется при литье мелких и точных деталей. Платина — довольно мягкий, ковкий и вязкий металл. Из платины можно приготовить тонкую фольгу и вытянуть очень тонкую проволоку.

Платина не окисляется на воздухе и не растворяется в кислотах. Исключительная стойкость против окисления и способность активировать ряд химических реакций, оставаясь неизменяемой, т.е. каталитическое действие, делают платину весьма ценным металлом для техники. Платина не окисляется при нагревании, что позволяет пользоваться ею как нагревательным элементом, способным создать очень высокие температуры.

В зубопротезной технике платина используется для изготовления коронок, штифтов, крапмонов искусственных зубов. Платиновая фольга применяется при изготовлении фарфоровых коронок и вкладок: такая фольга очень тонка, прочна и не расплавляется во время обжига фарфора благодаря высокой точке плавления. Кроме того, платину добавляют к золотым сплавам для улучшения их физических и механических свойств (уменьшения усадки, повышения прочности упругости).

Припоем для платины служит чистое золото или сплав из 75% золота и 25% платины.

Серебро (Ag) встречается в природе как самородное, так и в виде соединений: роговое серебро (AgCl), серебряный блеск (AgS) и др.

Чистое серебро имеет белый цвет. Это лучший проводник электричества и тепла. Удельный вес серебра 10,5, температура плавления 960 °С, усадка 4,4%. Серебро тверже золота и легче меди. Серебро не вполне устойчиво к воздействию кислот. Оно хорошо растворяется в азотной кислоте, в серной кислоте при нагревании; соляная кислота действует на него слабо.

В технике чистое серебро применяется в гальванопластике. Серебро употребляется главным образом как драгоценный металл для изготовления монет, ювелирных изделий, ложек, ножей, вилок и т.п. Для этой цели пользуются сплавами серебра с 10–30% меди, улучшающей его механические свойства.

Для зубных протезов серебро непригодно, так как соединения серебра, получающиеся в результате его окисления в полости рта, небезразличны для организма. Кроме того, серебро не обладает достаточной прочностью. Серебро применяют как лигатуру в золотых сплавах для придания им более светлого оттенка и понижения температуры плавления. Оно входит также в состав припоев для золота, меди и ряда сплавов.

Припой для серебра состоит из 2 частей серебра и 1 части латуни. Отбелом для серебра служит разбавленная серная кислота.

Серебряно-палладиевые сплавы нашли ограниченное применение. Эти сплавы имеют белый цвет.

Д.Н. Цитрин предложил сплав с содержанием 75% серебра, 10% палладия и 15% золота. Цвет сплава желтовато-золотистый, точка плавления 1105 °С, твердость по Бринеллю равна 30 единицам. При увеличении содержания в сплаве палладия повышаются его точка плавления, твердость и сопротивление разрыву. Серебро является основой сплава и увеличивает его твердость, а золото вводится для улучшения литейных качеств и придания золотистого оттенка. Паяние подобных сплавов проводится при помощи золотого припоя или припоя для нержавеющей стали, но с добавлением 15% палладия. Отбелом служит 15% раствор соляной кислоты.

Сплав ПД-250 содержит 24,5% палладия, 75,1% серебра, небольшие количества легирующих элементов (цинк, медь, золото). Выпускается в виде дисков диаметром 18, 20, 23, 25 мм и полосок толщиной 0,3 мм. Применяется в несъемном протезировании для изготовления штампованных металлических коронок.

Сплав ПД-190 содержит 18,5% палладия, 78% серебра, небольшие количества легирующих элементов. Применяется для изготовления несъемных протезов методом литья. Выпускается в виде дисков толщиной 1,0 мм при диаметре 8 и 12 мм и лент толщиной 0,5, 1,0 и 1,2 мм.

Сплав ПД-150 содержит 14,5% палладия, 84,1% серебра, небольшие количества легирующих элементов. Применяется для изготовления вкладок. Выпускается в форме пластинок, полос толщиной 0,25 и 0,32 мм.

Сплав ПД-140 содержит 13,5% палладия, 53,9% серебра, легирующие элементы. Применяется в несъемном протезировании для заливки внутрь коронки на режущий край и жевательную поверхность. Выпускается в виде проволоки.

Свойства. Серебряно-палладиевые сплавы имеют температуру плавления около 1100–1200 °С, твердость по Бринеллю 60–65 кгс/мм², плотность 10–11 кг/м. По физико-механическим свойствам они напоминают сплавы золота, но уступают им по коррозионной стойкости и темнеют в полости рта, особенно при кислой реакции слюны. Сплавы пластичные, ковкие. Паяние сплавов проводится золотым припоем.

Указанные сплавы темнеют в полости рта и не нашли широкого применения, несмотря на высокие физико-механические, технологические и антикоррозийные свойства.

В последние годы предложены сплавы на основе палладия с добавлением золота. Например, сплав, содержащий 60% палладия и 10% золота, белого цвета с температурой плавления 1105 °С, предназначен для изготовления литых конструкций зубных протезов с керамическим или полимерным покрытием или без него. Сплав обладает высокими показателями прочности и низкой плотностью, что позволяет изготавливать легкие конструкции большой протяженности. Адаптирован к широкой гамме керамических покрытий и формовочных масс. Произво-

дится в виде гранул или индивидуальных заготовок для металлокерамических протезов.

3.1.7. Нержавеющие стали

Широкое применение для несъемного протезирования получили нержавеющие стали. Введение достаточного количества никеля в хромистую сталь обеспечивает лучшие механические свойства, а также делает ее более устойчивой к коррозии. Внедрению в России нержавеющей стали способствовали исследования Д.Н. Цитрина в 1930-х годах.

Высокие физико-механические свойства, химическая стойкость и совершенство технологии привели к тому, что нержавеющие сплавы стали одним из основных материалов для изготовления несъемных протезов.

Термическая обработка нержавеющей стали проста и заключается в закалке в воде. В результате закалки твердость этих сталей не повышается, а снижается, поэтому для нержавеющих сталей закалка является смягчающей термической операцией.

Нагрев до 1050–1100 °С вызывает растворение карбидов хрома в сплаве, а быстрое охлаждение фиксирует состояние пересыщенного твердого раствора. Медленное охлаждение недопустимо, так как при этом (как и при отпуске) возможно выделение карбидов хрома, приводящее к ухудшению пластичности и коррозионной стойкости.

Все марки нержавеющих сталей, или, как их называют, хромоникелевые сплавы, должны содержать не более 0,1% углерода и не менее 18% хрома, это обуславливает их устойчивость к коррозии. Никель добавляется к сплаву для повышения пластичности, ковкости и вязкости сплава. Впервые предложенные стали этого типа содержали 8% никеля. В несколько измененном виде они сохранились в качестве основных до настоящего времени и различаются содержанием углерода (0,04, 0,08, 0,12%). Для предохранения от интеркристаллитной коррозии в хромоникелевые стали вводится титан (стали 1X18H10T, 1X19H9T и т.д.).

Сталь марки 1X19H9T (старое название ЭЯ-1) содержит 0,1% углерода, 18% хрома, 9% никеля, 2% марганца, 0,35% титана, 1,0% кремния, остальное — железо. Используется в основном

для изготовления несъемных паяных протезов: штампованных коронок, литых зубов, фасеток.

Сталь марки 20Х18Н9Т содержит 0,20% углерода, 9% никеля, 18% хрома, 2,0% марганца, 1,0% титана, 1,0% кремния, остальное — железо.

Из этой нержавеющей стали фабричным способом изготавливают:

- *стандартные гильзы* для изготовления штампованных коронок;
- *кламмеры* из проволоки круглого сечения (для фиксации съемных пластиночных протезов при частичном отсутствии зубов в полости рта) диаметром 1,0, 1,2 мм и длиной 25 и 32 мм;
- *эластичные нержавеющей матрицы* для контурных пломб, а также полоски металлические сепарационные, которые изготавливаются методом холодной штамповки из стальной нержавеющей термообработанной ленты.

Сталь марки 25Х18Н102С содержит 0,25% углерода, 10,0% никеля, 18,0% хрома, 2,0% марганца, 1,8% кремния, остальное — железо.

Из нее фабричным способом изготавливают:

- *зубы стальные* (боковые верхние и нижние) для штамповочно-паяных несъемных зубных протезов;
- *каркасы стальные* с целью изготовления мостовидных протезов для последующей их облицовки полимером;
- *проволоку* диаметром от 0,6 до 2,0 мм.

Легирование некоторыми элементами (никель, титан, марганец, кремний и др.) улучшает технологические и коррозионные свойства сплавов. *Углерод* придает твердость, хрупкость, увеличивает способность к коррозии. *Хром* — устойчивость против окисления и коррозии, повышает твердость сплава, упругость, уменьшает его пластичность, вязкость и хрупкость; является растворителем азота и обеспечивает необходимую его концентрацию в стали. *Никель* повышает пластичность, ковкость, вязкость, прочность, улучшает антикоррозионные свойства, снижает коэффициент линейного расширения сплава. *Титан* придает мелкозернистое строение стали, уменьшает хрупкость, устраняет склонность

стали к межкристаллической коррозии. *Кремний* придает сплаву жидкотекучесть, создает более однородную структуру, улучшает его литейные свойства, повышает вязкость и упругие свойства стали. *Марганец* повышает прочность и твердость стали, снижает пластические свойства, улучшает показатели жидкотекучести, является хорошим поглотителем, снижает температуру плавления и способствует удалению вредных серных соединений из сплава, обеспечивает необходимую концентрацию азота в стали. *Азот* повышает коррозионную стойкость, твердость, обеспечивает большой потенциал деформационного упрочнения, улучшает характеристики упругости, что обеспечивает стабильность сохранения формы в тонких ажурных конструкциях.

Температура плавления нержавеющей стали составляет 1460–1500 °С.

3.1.8. Сплавы хрома и кобальта

Были внедрены в стоматологическую практику в 1930 г. С тех пор эти сплавы приобрели широкую популярность. Широкое применение этих сплавов обусловлено низкой плотностью, высоким модулем упругости, хорошей текучестью в жидком состоянии, высокой стойкостью к окислению и коррозии. Тем не менее кобальтохромовый сплав (точнее, его компоненты) могут вызывать у некоторых людей токсические или аллергические реакции. Требование спецификации к составу сплава хрома и кобальта предписывает: сплав должен содержать не менее 85% по массе хрома, кобальта и никеля. Это требование преследует две цели. Оно позволяет выделить из этой многочисленной группы сплавов более узкую по составу группу, подходящую для применения в стоматологии. В то же время это требование в известной степени гарантирует от возможных погрешностей. Тем более что условия, существующие в полости рта, могут изменяться в очень широких пределах в отношении окислительно-восстановительного потенциала и состава слюны.

Сплавы хрома и кобальта содержат, помимо этих компонентов, углерод, молибден, а иногда никель, железо, кремний, вольфрам, марганец, медь, иногда бериллий и некоторые другие элементы.

Механическая вязкость сплавов хрома и кобальта примерно в 2 раза выше, чем вязкость сплавов золота.

Благодаря хорошим литейным и антикоррозийным свойствам были попытки их использования в челюстно-лицевой хирургии при остеосинтезе, в ортопедической стоматологии — для изготовления каркасов цельнолитых мостовидных и бюгельных протезов, литых базисов к съемным протезам, шинирующих конструкций в комплексном лечении заболеваний пародонта. Высокая температура плавления вызывает необходимость при отливках применять формы из огнеупорных формовочных материалов.

Состав:

- *кобальт* 66–67%, придающий сплаву твердость, улучшая, таким образом, механические качества сплава;
- *хром* 26–30%, вводимый для придания сплаву твердости и повышения антикоррозийной стойкости, образующий пассивирующую пленку на поверхности сплава;
- *никель* 3–5%, повышающий пластичность, вязкость, ковкость сплава, улучшая тем самым технологические свойства сплава;
- *молибден* 4–5,5%, имеющий большое значения для повышения прочности сплава за счет придания ему мелкозернистости;
- *марганец* 0,5%, увеличивающий прочность, качество литья, понижающий температуру плавления, способствующий удалению токсических сернистых соединений из сплава;
- *углерод* 0,2%, снижающий температуру плавления и улучшающий жидкотекучесть сплава;
- *кремний* 0,5%, улучшающий качество отливок, повышающий жидкотекучесть сплава;
- *железо* 0,5%, повышающее жидкотекучесть, увеличивающее качество литья;
- *азот* 0,1%, снижающий температуру плавления, улучшающий жидкотекучесть сплава (в то же время увеличение азота более 1% ухудшает пластичность сплава).

Свойства. Кобальтохромовый сплав обладает высокими физико-механическими свойствами, относительно малой плотнос-

тью и отличной жидкотекучестью, позволяющей отливать ажурные зуботехнические изделия высокой прочности. Температура плавления 1458°C , механическая прочность в 2 раза выше таковой у золота, минимальная величина предела прочности при растяжении составляет 6300 кгс/см^2 . Высокий модуль упругости и меньшая плотность (8 г/см^3) позволяют изготавливать более легкие и более прочные протезы. Они также устойчивее против истирания и дольше сохраняют зеркальный блеск поверхности при полировке. Благодаря хорошим литейным и антикоррозийным свойствам сплав используется в ортопедической стоматологии для изготовления литых коронок, мостовидных протезов, различных конструкций бюгельных протезов, каркасов металлокерамических протезов, съемных протезов с литыми базисами, шинирующих аппаратов, литых кламмеров.

Форма выпуска: в виде круглых заготовок массой 10 и 30 г, упакованных по 5 и 15 шт.

Все выпускаемые сплавы металлов для ортопедической стоматологии делятся **по назначению** на 4 основные группы:

- 1) *бюгоденты* — сплавы для литых съемных протезов;
- 2) *КХ-денты* — кобальтохромовые сплавы для металлокерамических протезов;
- 3) *НХ-денты* — никель-хромовые сплавы для металлокерамических протезов;
- 4) *дентаны* — железоникель-хромовые сплавы для зубных протезов.

1. Бюгоденты — многокомпонентные сплавы. Содержат кобальт, хром, молибден, никель, углерод, кремний, марганец. Свойства: плотность $8,35 \text{ г/см}^3$, твердость по Бринеллю 360–400 НВ, температура плавления сплава $1250\text{--}1400^{\circ}\text{C}$. Используются для изготовления литых бюгельных протезов, кламмеров, шинирующих аппаратов.

Бюгодент СССвас (мягкий) содержит 63% кобальта, 28% хрома, 5% молибдена.

Бюгодент ССНвас (нормальный) содержит 65% кобальта, 28% хрома, 5% молибдена, а также повышенное содержание углерода и не имеет в своем составе никеля.

Бюгодент ССНвас (твердый). В основе его — кобальт (63%), хром (30%) и молибден (5%). Сплав имеет максимальное

содержание углерода — 0,5%, дополнительно легирован ниобием (2%) и не имеет в своем составе никеля. Обладает исключительно высокими упругими и прочностными параметрами.

Бюгодент СССвас (медь): кобальт 63%, хром 30%, молибден 5%. Химический состав сплавов включает медь и повышенное содержание углерода — 0,4%. В результате сплав обладает высокими упругими и прочностными свойствами. Наличие меди в сплаве облегчает полирование, а также проведение другой механической обработки протезов из него.

Бюгодент ССЛвас (жидкий). В состав сплава, кроме кобальта (65%), хрома (28%) и молибдена (5%), введен бор и кремний. Этот сплав обладает великолепной жидкотекучестью и сбалансированными свойствами.

2. КХ-денты. Используются для изготовления литых металлических каркасов с фарфоровыми облицовками.

Окисная пленка, образующаяся на поверхности сплавов, позволяет наносить керамические или ситалловые покрытия. Различают несколько видов данного сплава: CS, CN, CB, CC, CL, DS, DM.

КХ-дент СNвас (нормальный) содержит 67% кобальта, 27% хрома и 4,5% молибдена, но не содержит углерода и никеля. Это существенно улучшает его пластические характеристики и снижает твердость.

КХ-дент СВвас: 66,5% кобальта, 27% хрома, 5% молибдена. Сплав обладает хорошим сочетанием литейных и механических свойств.

3. НХ-денты. Состав: никель — 60–65%, хром — 23–26%, молибден — 6–11%, кремний — 1,5–2%. Не содержат углерода.

Используется для изготовления металлокерамических коронок и небольших мостовидных протезов, обладает высокой твердостью и прочностью. Каркасы протезов легко шлифуются и полируются.

Сплавы обладают хорошими литейными свойствами, имеют в своем составе рафинирующие добавки, что позволяет не только получать качественное изделие при литье в высокочастотных индукционных плавильных машинах, но и добавлять до 30% ранее использованный металл для повторного литья. Различают несколько видов данного сплава: NL, NS, NH.

НХ-дент NSvac (мягкий): 62% никеля, 25% хрома и 10% молибдена. Он обладает высокой стабильностью формы и минимальной усадкой, что позволяет производить отливку мостовидных протезов большой протяженности в один прием.

НХ-дент NLvac (жидкий): 61% никеля, 25% хрома и 9,5% молибдена. Этот сплав обладает хорошими литейными свойствами, позволяющими получить отливки с тонкими ажурными стенками.

Для некоторых никель-хромовых сплавов наличие оксидной пленки может иметь отрицательное значение, поскольку при высокой температуре обжига окислы никеля и хрома растворяются в фарфоре, окрашивая его. Возрастание количества окиси хрома в фарфоре приводит к понижению его коэффициента термического расширения, что может стать причиной откалывания керамики от металла.

4. Дентаны. Сплавы типа Дентан разработаны взамен литейных нержавеющей сталей. Они обладают существенно более высокой пластичностью и коррозионной стойкостью за счет того, что в их составе почти в 3 раза больше никеля и на 5% больше хрома. Сплавы обладают хорошими литейными свойствами — малой усадкой и хорошей жидкотекучестью. Очень податливы в механической обработке.

Используются для изготовления литых одиночных коронок, литых коронок с пластмассовой облицовкой. Различают несколько видов этого сплава: DL, D, DS, DM.

Дентан D содержит 52% железа, 21% никеля, 23% хрома. Обладает высокой пластичностью и коррозионной стойкостью, имеет небольшую усадку и хорошую жидкотекучесть.

Дентан DM: 44% железа, 27% никеля, 23% хрома и 2% молибдена. В состав сплава дополнительно введен молибден, что повысило его прочность в сравнении с предыдущими сплавами при сохранении того же уровня обрабатываемости, жидкотекучести и других технологических свойств.

3.1.9. Сплавы титана

Сплавы титана обладают высокими технологическими и физико-механическими свойствами, а также биологической инерт-

ностью. Температура плавления титанового сплава составляет 1640 °С. Конструкции из титана абсолютно инертны к тканям полости рта, не оказывают токсического, термоизолирующего и аллергического воздействия; они малой толщины и массы при достаточной жесткости базиса благодаря высокой удельной прочности титана и способны с высокой точностью воспроизводить мельчайшие детали рельефа протезного ложа.

BT-100 листовой титановый сплав используется для изготовления штампованных коронок (толщина 0,14–0,28 мм), штампованных базисов (0,35–0,4 мм) съемных протезов. Титановые базисы — современная эффективная альтернатива используемым в зубопротезировании пластмассовым и кобальтохромовым конструкциям. Съемные зубные протезы с титановыми базисами имеют следующие основные преимущества перед протезами из других материалов:

- высокая биологическая совместимость с тканями полости рта;
- отсутствие аллергических реакций на никель и хром, входящих в состав металлических базисов из других сплавов;
- увеличенный срок службы (более чем в 3 раза) по сравнению с пластмассовыми;
- полное отсутствие нарушения теплообмена, свойственного пластмассовым базисам;
- малая толщина и масса при достаточной жесткости базиса, обусловленной высокой удельной прочностью титана;
- существенное ускорение привыкания пациента к протезу;
- сохранение нормальной дикции и вкусовых ощущений.

BT-5Л литевой титановый сплав используется для изготовления литых коронок, мостовидных протезов, каркасов бюгельных шинирующих протезов, литых металлических базисов.

3.1.10. Вспомогательные металлы и сплавы

В технологиях протезирования важно использование вспомогательных материалов, в том числе металлов и легкоплавких сплавов. К металлам, нашедшим широкое применение в зубном протезировании, относятся магний и олово.

Магний в природе встречается в составе некоторых минералов, наиболее распространенные из которых магнезит, доломит, корналит. Магний входит в состав талька и асбеста. Магний получают осаждением из минералов и дальнейшим сплавлением. Температура плавления 650°C . Он применяется в основном для лигирования различных сплавов. В стоматологической практике используется как компонент припоя.

Олово в природе встречается в рудных соединениях. Получение чистого металла из руды производится методом обжига при температуре 600°C . Температура плавления олова 232°C . Олово характеризуется очень большой усадкой при затвердевании, что является отрицательным качеством. Обладает очень большой вязкостью и текучестью при незначительной твердости. При обычных условиях и в присутствии влаги олово не окисляется, поэтому используется для лужения и паяния. Широко применяется в сплавах — в частности, в составе зубоврачебной амальгамы.

Легкоплавкие сплавы. Наибольшее значение имеют легкоплавкие сплавы, служащие материалом для штампов и контрштампов, на этапах изготовления коронок и некоторых других конструкций. Такой материал должен обладать рядом свойств, важнейшие из которых:

- легкоплавкость, облегчающая отливки индивидуальных штампов и контрштампов, отделение штампов от изделий (например, коронок);
- относительная твердость, обеспечивающая устойчивость штампа в процессе штамповки;
- минимальная усадка при охлаждении, гарантирующая точность штампованных изделий.

Основные компоненты, применяемые для составления подобных сплавов, — висмут, свинец, олово и кадмий. Температура плавления наиболее распространенных рецептур ограничена в пределах 115°C . Все эти сплавы имеют серый цвет. Они представляют собой механические смеси и выпускаются в виде блоков.

К другим вспомогательным сплавам и металлам относятся *латунь и бронза*, которые создаются на основе меди и имеют желтый цвет. Некоторое время сплав латуни применяли в зу-

бопротезной практике, он считался даже заменителем золота и назывался «Рондольф». Но быстрое его окисление в полости рта и вредное воздействие на организм привели к запрещению использования этого сплава у нас в стране, что было оговорено законом. Механические свойства и технологичность позволили применять этот и подобные сплавы в ортодонтии для фиксации временных конструкций и в челюстно-лицевой травматологии.

Алюминиевая бронза состоит из 90% меди и 10% алюминия. Цвет алюминиевой бронзы соломенно-желтый с красноватым оттенком, напоминает цвет золота. Температура плавления 1030 °С. Алюминиевая бронза хорошо поддается волочению, из нее можно изготовить тонкую проволоку. В химическом отношении является неустойчивым сплавом, в азотной кислоте растворяется, в слабых растворах соляной и серной кислот окисляется. В полости рта окисная пленка растворяется и попадает в организм. В стоматологии применяется лигатурная проволока из алюминиевой бронзы для фиксации шин при лечении переломов челюстей. Спаивание алюминиевой бронзы производится серебряным припоем.

Оловянистые сплавы нашли применение при изготовлении штампованных конструкций зубных протезов, требующих применения металлических форм, штампов и контрштампов. Изготавливаются эти сплавы на основе олова и свинца. Помимо низкой температуры плавления и достаточной вязкости, данные сплавы довольно тверды, что обеспечивает их устойчивость в процессе работы.

Тестовые задания

1. Температура плавления хромоникелевого сплава:

- 1) 950 °С;
- 2) 1150 °С;
- 3) 1350 °С;
- 4) 1450 °С;
- 5) 1700 °С.

2. Коронки из нержавеющей стали спаивают:

- 1) оловом;
- 2) серебряным припоем;

- 3) золотым припоем;
- 4) никелем;
- 5) верно 1 и 4.

3. Конструкционными материалами в ортопедической стоматологии являются:

- 1) оттисковые массы;
- 2) гипсы;
- 3) воски;
- 4) хромокобальтовые сплавы;
- 5) верно 1 и 2.

4. Конструкционными материалами в ортопедической стоматологии являются:

- 1) воски;
- 2) гипсы;
- 3) оттисковые массы;
- 4) сплавы на основе золота;
- 5) верно 1 и 2.

5. Литые коронки изготавливают из сплава:

- 1) хромоникелевого;
- 2) золота 900 пробы;
- 3) хромокобальтового;
- 4) серебряно-палладиевого ПД-190.

6. Для изготовления штампованных коронок применяют сплавы золота пробы:

- 1) 375;
- 2) 583;
- 3) 750;
- 4) 900;
- 5) верно 1 и 3.

Ответы на вопросы

- | | | |
|-------------|-------------|-------------|
| 1. Верно 4. | 3. Верно 4. | 5. Верно 3. |
| 2. Верно 2. | 4. Верно 4. | 6. Верно 4. |

3.2. ПОЛИМЕРЫ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

3.2.1. Историческая справка

История полимеров, используемых в стоматологической практике, начинается с 1868 г., т.е. с открытия целлулоида, который фактически и был первой пластмассой. Но продукты целлулоида не смогли в то время заменить широко используемый натуральный каучук. Каучук, несмотря на свои недостатки, имел и положительные качества, такие как относительно высокий запас прочности и точности. Поэтому в течение 100 лет натуральный каучук был единственным материалом для изготовления базисов съемных зубных протезов.

В 1930-х годах отечественной промышленностью было освоено производство искусственного каучука из бутадиена и его аналогов. Каучук выпускали двух видов: красный (для базисов зубных протезов) и розовый (для искусственной десны). Вулканизация каучука, т.е. процесс соединения каучука с серой и превращения его в твердое вещество, производилась при температуре 160 °С в течение 45–50 мин в вулканизаторах под давлением 6,5–7 атм. Вулканизированный каучук получался пористым и имел удельный вес от 1,5 до 2,0. Пористость каучука, несоответствие цвету слизистой оболочки, сложность технологии изготовления, наличие красителя (киновари), содержащего ртуть, и другие отрицательные свойства послужили причиной для поиска других базисных материалов.

С открытием акрилатов, особенно полиметакрилатов, — основы пластмассы, в 1940-х годах был заложен фундамент для производства используемой и по сей день базисной пластмассы. Фирма «Хереус Кульцер» в 1935 г. разработала первую базисную пластмассу горячей полимеризации, которая имела название ПАЛАДОН.

Самые первые материалы на основе метакрилата были горячей полимеризации. Холодные полимеризаты были представителями второго поколения пластмасс. Приход полимеров в стоматологию можно отнести к важнейшим прорывам в отрасли. После смены каучука на акрилаты пациенты получили прочный

и эстетичный базис для съемных протезов, при этом пластмассовый протез приобрел стабильную форму, стал технологичен в изготовлении и ремонте. Для несъемных конструкций это красивые белые облицовки металлических каркасов или полностью пластмассовые коронки и полукоронки.

Сразу после появления акриловых пластмасс их свойства были несколько переоценены, как это часто бывает со всеми новыми материалами. Они стали позиционироваться почти идеальным материалом для съемного протезирования, вплоть до перебазирования непосредственно в полости рта, использования в качестве пломбировочного материала и т.д. Отдаленные результаты показали вредное влияние остаточного мономера на слизистую оболочку протезного ложа при клинических перебазировках, низкие прочностные свойства полимеров, применявшихся в качестве пломбировочных материалов, и т.д.

Сегодня широкое использование пластмасс в качестве облицовочного материала для искусственных коронок и мостовидных протезов уже не так популярно, как раньше, хотя и применяется из-за невысокой цены и простоты изготовления. Облицовка каркасов фарфором и композитным материалом постепенно вытесняет пластмассу, но полной замены не происходит, особенно в сегодняшней экономической ситуации.

Несмотря на развитие химии, технологии полимеров и появление новых, самых разнообразных полимерных материалов, в ортопедической стоматологии уже несколько десятилетий удерживают первенство материалы на основе производных акриловой и метакриловой кислот. Ведущую роль акриловые полимеры заслужили благодаря относительно небольшой токсичности и удобству переработки, т.е. возможности перехода материала из текучего состояния в твердое без нагревания и без давления или при малом давлении и невысокой температуре. Не обладая этими свойствами, никакие полимеры не смогут в полной мере конкурировать с акриловыми пластмассами, применяемыми в современной ортопедической стоматологии. Поэтому акриловые пластмассы еще долго будут востребованы врачами-стоматологами и зубными техниками.

3.2.2. Классификация полимеров стоматологического назначения

В клинике ортопедической стоматологии так много разновидностей отечественных и зарубежных полимеров, что это вызывает определенные трудности при создании унифицированной классификации. В качестве классификационного признака предлагаются самые разные критерии.

В частности, предлагается классификация, по которой полимеры различают по:

- 1) происхождению;
- 2) природе;
- 3) форме молекул;
- 4) назначению.

Другими авторами предложена классификация, в которой полимеры делятся по таким основным классификационным признакам, как:

- 1) действие на свойства пластмасс процесса нагревания;
- 2) состав смеси;
- 3) тип полимера;
- 4) тип наполнителя;
- 5) эксплуатационные характеристики;
- 6) число атомов, входящих в молекулу;
- 7) химическая структура полимера.

Наиболее важным с практической точки зрения является деление полимеров по назначению. В связи с этим полимеры подразделяются на следующие основные группы, которые используются для изготовления съемных и несъемных зубных протезов:

- базисные (основные) конструкционные (для искусственных зубов и съемных протезов);
- базисные эластичные полимеры для двухслойных базисов протезов;
- клинические — основные (полимеры для замещения дефектов твердых тканей зубов, т.е. штифтовых зубов и вкладок, пломбирочные материалы, адгезивы, герметики);
- полимерные материалы для временных несъемных зубных протезов;

- полимеры облицовочные;
- полимеры реставрационные (быстротвердеющие):
 - вспомогательные;
 - клинические.

В зависимости от способа переработки в зуботехнической лаборатории полимерные материалы классифицируются на:

- термопластические (обратимые);
- термореактивные (необратимые);
- самотвердеющие (химическая полимеризация);
- фотополимеризующиеся (светотверждаемые).

Термопластические (обратимые) — высокомолекулярные соединения, которые при нагревании постепенно приобретают возрастающую с повышением температуры пластичность, переходящую в вязкотекучее состояние, а при охлаждении вновь возвращаются в твердое упругое состояние. К ним относятся полиметилметакрилат, полистирол, капрон, полиэтилен, фторопласт и др.

Термореактивные (необратимые) имеют невысокую относительную молекулярную массу и при нагревании до критической температуры (150–170 °С), а иногда и без нагревания теряют способность вторично размягчаться. При этом некоторые компоненты изменяются химически или разрушаются. К ним относятся бакелит, аминопласты, фенопласты и др.

Самотвердеющие полимеры — материалы типа порошок, жидкость и паста—паста, которые полимеризуются без внешнего нагревания.

Фотополимеризующиеся материалы отверждаются светом, но по сравнению с другими полимерами они дорогостоящие.

Построение макромолекул полимера происходит двумя основными путями: полимеризацией и поликонденсацией.

В зависимости от товарной формы базисные пластмассы подразделяют на 3 основных типа: пластмасса в виде композиции типа порошок—жидкость; пластмасса в виде геля; термопластичные литьевые пластмассы в виде гранул, блоков и т.п. Для базисов протезов используют пластмассы следующих основных типов: акриловые, винилакриловые, на основе модифицированного полистирола, сополимеры или смеси перечисленных пластмасс.

Основой базисных пластмасс являются полимеры акриловой группы, отличающиеся введенными сополимерами, сшивающими агентами и наполнителями.

По условиям полимеризации все пластмассы делят на пластмассы высокотемпературной полимеризации, пластмассы низкотемпературной полимеризации, светоотверждаемые и термопластичные. Подавляющее большинство пластмасс, применяемых в нашей стране, относятся к материалам горячего отверждения. Высокотемпературные пластмассы (температура полимеризации от 100 до 130 °С), как мягкие, так и жесткие, используются для изготовления базисов протезов; низкотемпературные (температура полимеризации от 25–60 °С) могут при некоторых условиях использоваться для изготовления базисов протезов, для их починки и лабораторного перебазирования, а также для изготовления ортодонтических аппаратов.

3.2.3. Требования к базисным материалам

Использование полимерных материалов в контакте с биологическими тканями и жидкостями обязывает предъявлять к базисным полимерам повышенные требования, которые можно разделить на следующие группы:

- 1) общемедицинские;
- 2) биофизические;
- 3) технологические.

Общемедицинские требования определяют безвредность материала: отсутствие токсичности, раздражающего и аллергического действия, изменения рН слюны, предупреждение ухудшения гигиены полости рта.

Биофизические требования ориентированы на возможность протеза противостоять жевательному давлению: жесткость, прочность, отсутствие деформации и наличие процессов деструкции (старения).

Технологические требования включают свойства материалов, которые оптимизируют процесс изготовления протеза: текучесть, усадка, количество остаточного мономера в связи с режимами полимеризации, твердость, прочность на изгиб и др.

3.2.4. Основные свойства базисных полимеров

Для успешного применения базисных полимеров в стоматологической клинической практике необходимо иметь обширную информацию об их основных свойствах, достоинствах, особенностях применения и недостатках. Качество пластмасс зависит от ряда факторов (в частности, от назначения полимера, способа обработки и др.), поэтому, кроме основных свойств, требуется знание особенностей их применения, влияющих на качество готового протеза.

Общеизвестно, что на базисные материалы, составляющие основу протезов, находящихся в полости рта, постоянно воздействует комплекс факторов физических, химических, биологических. Полимерные конструкции эксплуатируются в условиях агрессивной среды, какой является слюна, вдобавок протезы подвергаются механическому воздействию при функциональных нагрузках. Материал, из которого изготовлен протез, оказывает обратное действие на среду полости рта и весь организм в целом. Современные методы исследований дают возможность получить полное представление о свойствах материала и структуре вещества, его составе и строении, взаимодействии с другими материалами и биологическими средами.

Различают механические, технологические, физические, химические (физико-химические) и биологические свойства базисных материалов.

Под механическими свойствами материалов понимают их способность к сопротивлению различным факторам внешнего воздействия. К механическим свойствам относятся: твердость, прочность, упругость, пластичность, вязкость, истираемость и усталость.

Твердостью называется способность поверхностного слоя материала противостоять деформации при внедрении в его поверхность более твердого другого тела под действием определенной силы. При вдавливании предмета в материал возникают местные пластические деформации, сопровождающиеся при дальнейшем увеличении давления локальным разрушением. На сегодняшний день это одна из наиболее распространенных методик, определяющих качество различных стоматологических материалов, их пригодность для того или иного назначения.

Прочность — это способность материала сохранять целостность при действии нагрузок. Прочностные свойства материалов характеризуются *пределом прочности* — величиной напряжения, при которой происходит разрушение тела в условиях нагрузки, происходящей в определенном режиме роста деформации, и обычно продолжающегося несколько минут. При более длительных воздействиях разрушение происходит при напряжениях, которые значительно меньше предела прочности. Прочность полимеров зависит от строения макромолекул, молекулярной массы и структуры полимера. Различают предел прочности материалов на разрыв, сжатие и изгиб. Предел прочности на разрыв определяется величиной приложения к испытываемому образцу сил растяжения. Наименьшая сила, обуславливающая разрыв испытываемого материала, является пределом прочности на разрыв. Пределом прочности на сжатие называется максимальная сила, действующая в направлении сжатия материала и обуславливающая его разрушение. Предел прочности на изгиб определяется величиной силы, вызывающей разрушение материала при изгибе испытываемого образца.

Истираемость выделяют как отдельный показатель прочности. Истираемость имеет важное значение при шлифовании, полировании и других видах обработки протезов. Особенно необходимо учитывать ее в области контактирующих жевательных поверхностей искусственных зубов. Для стоматологических материалов важны такие прочностные свойства, как растяжение, твердость, ударная вязкость, хрупкость, усталостная прочность. Имеющийся арсенал базисных стоматологических пластмасс не всегда позволяет изготовить съемные зубные протезы достаточной прочности, особенно в сложных клинических случаях. Недостатками базисных материалов также служат невысокая ударная вязкость и прочность при изгибе.

Ударной вязкостью называется способность материала под действием растягивающих нагрузок вытягиваться. Этот вид деформации характеризуется тем, что исследуемый образец увеличивается по размерам в направлении приложенной силы и суживается в поперечном сечении. Кроме того, ударная вязкость полимеров — показатель, характеризующий сопротивление по-

лимеров ударным нагрузкам и выражаемый работой, затрачиваемой на разрушение при ударе. Обычно измерения ударной вязкости проводят при ударном изгибе образца в виде балки, которая либо свободно лежит на двух опорах, либо консольно закреплена.

Под действием механических сил все тела деформируются, а при достаточно сильных или длительных воздействиях — разрушаются, поэтому помимо прочностных выделяют и деформационные свойства. Из деформационных свойств для базисных материалов имеют значение упругость, эластичность, жесткость, мягкость, пластичность, эластичная деформация.

Упругость и эластичность — это свойства материала восстанавливать свою форму и размеры после прекращения действия внешних сил. Высокой упругостью обладают эластичные полимеры для мягких слоев базисов. Упругая деформация твердых тел происходит почти мгновенно вслед за приложением внешней силы и имеет незначительную величину. Эластичные тела (например, эластичные полимеры) также проявляют упругую деформацию, но соответствие между величиной усилия и величиной деформации носит другой характер: незначительное усилие вызывает значительное удлинение образца.

Процесс запаздывающего перехода структурных частиц тела в новое состояние равновесия, соответствующее деформирующему усилию, называется *релаксацией*. Этот показатель характеризует степень восстановления формы протеза после снятия с него нагрузки. Модуль упругости материала характеризует его износоустойчивость, способность противостоять истиранию. Для каждого материала существует свой предел упругости.

Пределом упругости называется максимальная сила, действующая на единицу поперечного сечения образца, после снятия которой исследуемый образец еще может возвратиться в первоначальное положение. В идеале модуль упругости эластичного подслоя двухслойного базиса должен соответствовать степени податливости слизистой оболочки протезного ложа или восполнять утраченную податливость. Этот показатель определяет также процент поломок протезов с жестким базисом. Упругость — важный показатель при выборе конструкционных материалов.

Относительным удлинением называют величину, равную отношению абсолютного удлинения тела к первоначальной его длине. Относительное удлинение при разрыве — это способность материала, характеризующаяся отношением максимальных размеров образца материала в момент его разрушения к первоначальным размерам образца, выражается в процентах. Относительное удлинение относится к прочностным характеристикам базисных материалов, поэтому чем выше это значение, тем меньше вероятность поломки протеза при его падении, знакопеременных нагрузках при жевании, остаточных напряжениях, дефектах изготовления. Эластичная деформация (*рековери*) характеризует степень восстановления формы и размера после снятия нагрузки. Это важная характеристика деформации базисных материалов. Так, рековери сухого полимера имеет более высокие значения, чем полимера, насыщенного водой. Таким образом, протез, насыщенный водой, сломается быстрее, чем сухой.

Пластичность — свойство материала, не разрушаясь, принимать форму, которую ему придают с помощью какой-либо силы, и сохранять эту форму после прекращения действия силы, т.е. развивать необратимые деформации.

Усталость материала — свойство материала разрушаться под влиянием часто повторяющихся знакопеременных сил. Полное разрушение конструкции протеза может наступить под воздействием самых минимальных, следующих друг за другом, противоположных по направлению нагрузок, т.е. таких сил, которые значительно меньше предела упругости этого материала. *Жесткость и мягкость* — качественные характеристики деформируемости твердых тел. К жестким относят полимерные материалы, имеющие модуль упругости выше 10^3 МН/м², а к мягким — менее 10^3 МН/м². Эти данные влияют на выбор базисного материала при изготовлении протеза с жестким или двухслойным базисом применительно к клиническим условиям протезного ложа.

Технологические свойства — это такие свойства материалов, которые позволяют определить, какой технической обработке может быть подвергнут материал, а также возможности наиболее эффективного его использования. К технологическим

свойствам базисных материалов можно отнести: текучесть, вязкость, усадку.

Текучесть — свойство материала, находящегося в пластифицированном или расплавленном состоянии, заполнять литьевые или прессовальные формы. Это свойство играет важную роль при формировании базисов пластиночных протезов, ортодонтических аппаратов, имеющих сложную пространственную форму.

Вязкость — свойство материала менять форму под влиянием внешней среды. При формировании сложных пресс-форм некоторыми эластичными полимерами это свойство иногда отрицательно влияет на качественную формовку базиса протеза, полноту заполнения труднодоступных участков, особенно при прямом методе гипсования восковой конструкции.

Усадка — сокращение размеров тела при переходе из расплавленного состояния в твердое или из более нагретого в менее нагретое. Различают объемную и линейную усадку. *Объемная усадка* — уменьшение объема тела. *Линейная усадка* — уменьшение размеров тела в прямолинейном направлении (по длине или ширине). Степень усадки материала характеризуется отношением уменьшенного объема изделия к первоначальному его объему и выражается в процентах. Известно, что при отверждении пластмассы происходят два противоположных процесса: полимеризационная усадка и термическое расширение. Пластмассовое тесто, помещенное в горячую воду или воздух в свободном состоянии, при затвердении дает в итоге усадку до 7%, несмотря на термическое расширение на заключительном этапе отверждения. Благодаря соблюдению технологии можно уменьшить усадку до 0,2–0,5%. Это достигается целым рядом технических приемов — например, с применением подпитки формы дополнительной массой, что позволяет снизить усадку, увеличить плотность материала базиса, повысить точность геометрии протеза. Поэтому при изготовлении протезов необходимо учитывать не только усадку основных и вспомогательных материалов, но и величину их теплового линейного и объемного расширения. Особенно важно учитывать этот момент при комбинации в одной конструкции различных по свойствам материалов (фиксирующие элементы, армирование базиса), так как из-за разности коэффициентов

теплового расширения во время полимеризации могут возникать внутренние напряжения, приводящие к трещинам базиса, отслоению пластмассы, значительно снижающие его прочность. С учетом этих моментов необходимо применять такие технологии изготовления протезов, которые наиболее полно компенсируют усадку расширением конструкционных и вспомогательных материалов.

К **физическим свойствам** материалов можно отнести плотность, теплостойкость, температуру, расширение, теплопроводность, цвет и цветостойкость.

Плотность — это отношение массы тела к его объему, выраженные в г/см³. Этот показатель характеризует плотность вещества по отношению к воде. Зная плотность воска и полимера, можно рассчитать количество пластмассы, необходимое для замены моделировочного воска на базисный полимер при формировании базиса протеза.

Теплопроводность — передача теплоты от более нагретых участков материала к менее нагретым. Этот показатель необходимо учитывать при выборе базисных материалов, в расчете их толщины, во избежание нарушения процесса теплообмена между слизистой оболочкой протезного ложа и внешней средой.

Теплостойкость — это способность материала сохранять форму при определенной температуре. Количественная характеристика — температура, при которой в условиях действия постоянной нагрузки деформация образца не превышает предельную величину.

Цвет — это свойство материала отражать свет со своей поверхности. Для готовых протезов это очень важное качество. Чем ближе подходит по цвету материал, из которого сделан зубной протез, к естественным зубам, слизистой оболочке протезного ложа, тем выше его эстетические свойства.

Цветостойкость, или **светостойкость** — способность полимерных материалов сохранять внешний вид, физические, механические, химические и другие свойства под действием естественного (солнечного) или искусственного света.

К **химическим свойствам** материалов относят их взаимодействие со средой, в которой они постоянно пребывают (в частно-

сти, со средой полости рта), и изменения, которые в них происходят. Например, эластические свойства большинства пластмасс обусловлены процессом пластификации, возникающим во время полимеризации.

Пластификацией называется процесс повышения пластичности материала в условиях его переработки или эксплуатации. Различают внешнюю, внутреннюю и механическую пластификации. *Внешняя пластификация* представляет собой процесс введения пластификаторов — веществ, совмещающихся с полимером, т.е. образующих истинный раствор пластификатора в полимере. В качестве пластификатора в стоматологических материалах используют диоктилфталат, себацинаты, дибутилфталат, фталаты высших спиртов. Пластификаторы понижают температуру стеклования и температуру текучести полимера. При больших количествах содержания пластификатора снижаются такие физико-механические свойства полимера, как модуль упругости, прочность и долговечность. За счет уменьшения межмолекулярных сил в полимере повышается пластичность. *Внутренняя пластификация* достигается за счет сополимеризации, при которой в полимерную цепь вводятся мономерные звенья другого мономера, снижающие жесткость цепи макромолекулы. В результате выщелачивания и улетучивания пластифицированные полимеры быстро стареют. Целесообразнее применять внутреннюю пластификацию. *Механическая пластификация* осуществляется путем вытяжки полимера, нагретого выше температуры стеклования и охлаждения в растянутом состоянии, в результате чего повышаются прочность, гибкость и морозостойкость.

Высокая эластичность мягкого слоя двухслойного базиса необходима для предупреждения разрывов его во время функциональных нагрузок. Эластичность материала базиса съемного пластиночного протеза определяется степенью релаксации напряжения. Чем выше скорость релаксации, тем меньше внутренние напряжения в эластичном слое базиса. Исследованиями доказано, что время разрушения любого материала определяется величиной действующих напряжений. Релаксация полимера — ослабление напряжения, созданного внешним воздей-

ствием. Используется при формовке полимеров. Здесь имеется в виду замедленная реакция материала на внешнее воздействие. Всякая деформация полимера под действием внешних сил не сопровождается мгновенной перестройкой внутренней структуры; для этого требуется некоторое время — время релаксации. Если быстро деформировать полимер и поддерживать степень деформации постоянной, то необходимое для этого напряжение постепенно уменьшается — наступает период релаксации напряжения. При нарастании степени полимеризации скорость релаксации уменьшается.

Одним из важнейших недостатков акриловых базисных полимеров является *остаточный мономер*. Остаточный мономер — часть мономера, не вступившего по разным причинам в реакцию полимеризации. Полимеризат всегда содержит остаточный мономер, причем количество его зависит от многих факторов: природы инициатора, температуры, времени полимеризации и др. Поскольку экстрагируемые жидкими средами из пластмассы остаточные продукты полимеризации могут оказывать вредное местное и общее воздействие на организм, вызывая воспалительные изменения слизистой оболочки протезного ложа и различные аллергические реакции организма, необходимо добиваться минимального содержания остаточного мономера в зубном протезе. Пластмассы горячего отверждения содержат около 0,5%, самотвердеющие — до 3–5% мономера. Остаточный мономер оказывает существенное влияние на прочностные и другие свойства полимера. Так, при содержании мономера более 3% происходит резкое снижение прочности, наблюдается повышенное водо-, масло- и спиртопоглощение, подверженность к более быстрому старению. Важную роль играет наличие в базисных пластмассах свободного и связанного мономера. Свободный мономер — это суммированное количество остаточного мономера и количество мономера, освобождающегося в процессе старения пластмасс, т.е. в процессе медленной деполимеризации и деструкции. Связанный мономер — это часть оставшегося в полимеризате мономера, связанного силами Ван-дер-Ваальса с макромолекулами. Этот мономер мигрирует к поверхности изделия и растворяется в средах, контактирующих с зубным протезом.

Под **биологическими свойствами материалов** понимают их влияние на окружающие живые ткани и организм в целом.

Основными **физико-химическими свойствами сополимерных материалов**, определяющими успех их применения в стоматологической клинике, являются водопоглощение, усадка при отверждении, адгезия между компонентами этих материалов, внутреннее напряжение, возникающее в сополимерных материалах в результате влияния перечисленных выше факторов. Величина и характер изменения этих физико-химических свойств сополимерных материалов определяется в первую очередь природой и соотношением компонентов сополимерных систем.

Все протезы длительное время находятся в полости рта во влажной среде, поэтому важные для нас показатели — это водостойкость и водопоглощение.

Водостойкостью называется способность полимеров сохранять свои свойства при длительном воздействии воды. При контакте с полимером вода диффундирует через поверхность внутрь материала изделия, где происходит набухание полимеров (поропласты могут поглощать воду без набухания). Поглощение воды иногда приводит к искажению формы изделия, падению его прочностных показателей и других свойств. Важно отметить, что структура и свойства полимерных материалов могут изменяться в результате экстракции водой водорастворимых ингредиентов (пластификаторов, стабилизаторов и др.).

Помимо водостойкости полимерные материалы характеризуются **влагостойкостью** — способностью сохранять свои свойства при длительном воздействии влажного воздуха. Пары воды, как и жидкая влага, могут вызывать набухание гидрофильных материалов в результате абсорбции. Однако чаще наблюдается накопление воды в поверхностном слое (адсорбция). В этом случае влага может проникать в микротрещины материала и способствовать его разрушению под действием расклинивающих сил. Водостойкость характеризуется *водопоглощением* — количеством воды, которое поглощает материал за 24 ч пребывания в воде при 18–22 °С. Чаще всего водопоглощение выражают в процентах от массы образца. Процесс поглощения воды имеет диффузионный характер и зависит от отношения площади по-

верхности изделия к его объему. Поэтому в ряде случаев водопоглощение определяется по массе поглощенной воды, отнесенной к площади поверхности. Водопоглощение приводит к изменению геометрических форм базисов протезов, ухудшая механические свойства. Уровень водопоглощения служит косвенным показателем микроструктуры пластмассы и, очевидно, обуславливает проницаемость ее для микроорганизмов. Степень водопоглощения зависит от вида пластмассы, наличия или отсутствия в ней замутнителя, контакта пластмассового теста с водой в процессе полимеризации. Водопоглощение также зависит от количества остаточного мономера, после выхода которого его место занимает вода. Сорбционная вода резко снижает прочность пластмасс. Снижаются такие показатели, как твердость, сопротивление вдавливанию, жесткость и др. Одновременно может происходить и потеря растворимых веществ, что, в свою очередь, ведет к изменению размеров изделия. Таким образом, водостойкость и влагостойкость полимеров зависят от природы полимера, его структуры, состава полимерной композиции, способа переработки, толщины и пористости изделия.

При полимеризации образуются пары мономера, которые не имеют выхода наружу. Это приводит к образованию пористой структуры материала, называемой *газовой пористостью*. Чтобы избежать газовой пористости и обеспечить изделию из акриловой пластмассы высокие механические свойства, нужно строго придерживаться температурного режима полимеризации. Кроме газовой пористости может образовываться *пористость гранулярная* и *пористость от недостаточного сжатия*.

Гранулярная пористость может возникнуть в результате неправильного соотношения порошка и жидкости во время подготовки пластмассового теста. Она чаще проявляется в тонких участках формы, где пополнение испарившейся части мономера за счет более глубоко расположенного слоя затруднено. Пористость от недостаточного сжатия возникает в результате низкого давления в пресс-форме в период полимеризации массы. Кроме вышеуказанных недостатков в процессе полимеризации акриловой пластмассы могут возникнуть *внутренние напряжения*, которые резко понижают механические свойства пластмассы. Напря-

жения появляются главным образом вследствие неравномерной толщины базисной пластинки, резкого охлаждения кюветы после полимеризации, наличия вмонтированных в пластмассовые изделия деталей из материалов, коэффициент термического расширения которых отличается от такового для акриловой пластмассы (металлические дуги, фарфоровые зубы, арматура, стеклометаллические, полимерные или углеволоконные сетки, ретенционные элементы, магниты и т.д.). Внутренние напряжения способствуют деформации базиса. Для устранения напряжений необходимо стремиться к моделированию базиса равномерной толщины, медленному охлаждению кюветы после полимеризации. Не следует допускать пребывания изделий в условиях низких температур без закрепления их в постоянной форме.

При полимеризации базиса по общеизвестной методике на водяной бане наблюдается много отрицательных изменений материала: разрыхляется его структура, возникают специфические напряжения, пористость, особенно поверхностная, которую можно наблюдать на поверхности протеза в виде белесоватой пленки. Большая полимеризационная усадка, постоянное высыхание и последующее смачивание протеза в процессе пользования приводят к старению пластмассы.

Пластмассовые протезы испытывают значительные знакопеременные нагрузки, что приводит к появлению микротрещин и, следовательно, к поломкам. А.И. Дойников считает, что одним из факторов, способствующих разрушению съемного протеза, является его напряженно-деформированное состояние.

Важными параметрами при выборе полимера являются термические характеристики: теплостойкость и теплопроводность. Величина теплостойкости определяет предельную температуру эксплуатации полимерных материалов, т.е. те предельные температуры, при которых базисный материал выдерживает определенную нагрузку в течение заданного времени. Рабочие температуры использования полимерных базисных материалов, а также процессы их обработки (шлифовка, полировка и т.д.) должны лежать в пределах их теплостойкости. В противном случае будут происходить изменения механических характеристик этих материалов и их геометрических размеров.

Теплопроводность характеризует способность материалов передавать тепло и зависит от природы полимерной матрицы, природы свойств и количества наполнителя. С повышением молекулярной массы полимеров теплопроводность возрастает. Термические характеристики влияют на многие свойства базисных материалов: усадку, возникновение дефектов при изготовлении протезов (внутренние напряжения и др.), передачу тепла от горячей пищи к тканям — теплопроводность.

Как известно, все материалы подвержены процессам старения, что отрицательно влияет на их физико-механические свойства. В основе старения сополимеров лежат различные физико-химические процессы, связанные с разрывом макромолекулярных цепей и образованием более низкомолекулярных продуктов. Процессы эти называются *деструкцией* и протекают в полимерных композициях под воздействием биологических сред, механических напряжений, довольно значительных перепадов температур. Процессы деструкции резко снижают физико-механические свойства сополимеров и, кроме того, могут служить источниками вредных для организма токсических соединений. Процессы деструкции также могут приводить к изменению физических свойств сополимеров, что служит причиной появления хрупкости полимерных композиций и как следствие потери работоспособности полимеров, т.е. происходит старение материала.

При ошибках и небрежности возможно появление пористости (газовой и сжатия) пластмасс. Пористость может перечеркнуть все предыдущие этапы изготовления съемного протеза. Поэтому производители рекомендуют жестко придерживаться технологии полимеризации.

Таким образом, наличие большого количества современных базисных полимеров обязывает специалистов ортопедической стоматологии быть информированными об основных свойствах, достоинствах и недостатках технологии стоматологических полимеров.

3.2.5. Жесткие базисные полимеры

Съемный зубной протез — изделие с базисом из полимерного материала, главнейшей отличительной особенностью которо-

го является, с одной стороны, его индивидуальность, а с другой — массовость производства. На практике было апробировано большое количество материалов в качестве базисных. Однако от большинства из них пришлось отказаться в силу различных причин. И на сегодняшний день основные материалы, применяемые в качестве базисных, — акриловые пластмассы и их сополимеры. Основными исходными соединениями для получения полимерных стоматологических материалов являются мономеры и олигомеры (моно-, ди-, три- и тетраметакрилаты).

Для придания заданных свойств в отдельные рецептуры пластмасс могут вводиться различные ингредиенты: наполнители, пластификаторы, стабилизаторы, красители, сшивагенты, антимикробные агенты, антиоксиданты и т.д.

Наполнители — вещества, придающие изделию прочность, твердость, теплопроводность, стойкость к действию агрессивных сред, липкость и другие физико-механические свойства. По происхождению наполнители делятся на органические и минеральные, по структуре — на порошкообразные и волокнистые. При наличии химической связи наполнителя и полимера первый называют активным, при отсутствии таковой — инертным. Наилучший эффект достигается при применении активных наполнителей.

Пластификаторы — вещества, придающие материалам пластичность в процессе обработки и обеспечивающие эластичность готового изделия. Они также обеспечивают легкое смешивание в полимере сыпучих ингредиентов, регулируют клейкость полимерной композиции, снижают ее вязкость и температуру формирования. В качестве пластификаторов используют дибутилфталат, диоктилфталат, трикрезалфосфат и ряд других низкомолекулярных веществ, способных разрыхлять цепи полимеров.

Стабилизаторы — вещества, тормозящие старение полимеров за счет снижения скорости химических процессов, влияющих на их старение. Применяются оксиданты, препятствующие окислению; фотостабилизаторы, ингибирующие фотолиз и фотоокисление; антиарды, препятствующие старению под действием излучения, и т.д.

Красители применяют для окрашивания материалов, получения эстетического эффекта и имитации мягких и твердых

тканей. Базисные материалы окрашивают под цвет слизистой оболочки. Искусственным зубам придают цвет зубов пациента, экзопротезам — гармоничный эффект кожных покровов. Красители должны обладать высокой дисперсностью, отсутствием склонности к миграции на поверхность изделия, стойкостью к ротовой жидкости. Для окраски полимеров используют различные органические красители и пигменты.

Сшивагенты — вещества, которые образуют поперечные связи между молекулами для повышения прочности полимерных материалов. Сшивагенты используются в некоторых конструкционных материалах.

Антимикробные агенты — добавки, препятствующие заражению и размножению микроорганизмов в полимерных материалах или на их поверхности. Эти вещества должны быть достаточно эффективными в чрезвычайно малых концентрациях.

Антиоксиданты (антиокислители) — это природные или синтетические вещества, способные тормозить или предотвращать процессы, приводящие к старению полимеров.

Кроме того, иногда вводятся компоненты, способствующие рентгеноконтрастности, устойчивости при хранении и др.

Многие компании, производящие полимеры, разрабатывают и внедряют в производство пластмассы различного назначения.

В нашей стране для изготовления базисов съёмных протезов получили широкое распространения пластмассы горячей полимеризации. Полимеризация — процесс образования макромолекулы (полимера) за счет соединения между собой большого числа молекул мономера без выделения каких-либо побочных низкомолекулярных веществ. Например, полиметилметакрилат, полистирол.

Реакция полимеризации проводится под действием катализаторов процесса. В зависимости от механизма процесса различают свободнорадикальную, анионную и катионную полимеризации. В стоматологии чаще применяют свободнорадикальную полимеризацию.

В стоматологии метод поликонденсации не применяется. Полимеры, получаемые при полимеризации различных мономеров, обладающих исходными свойствами, широко применяются

в ортопедической стоматологии, например: «Этакрил», «Эладент», «Бакрел», «Фторакс». «Этакрил» — сополимер метилметакрилата, этилметакрилата и метилакрилата. Он более прочный, чем полиметилметакрилат.

Сущность метода — полимеризация предварительно эмульгированного мономера в специальном резервуаре с мешалкой внутри. В резервуар наливают воду и мономер в соотношении 2:1; в качестве эмульгатора применяется крахмал, катализатор — перекись бензоила (0,3% от общего количества мономера). Массу нагревают до 84 °С и постоянно размешивают. Мономер полимеризуется, в результате чего образуются шарики правильной формы, но разного диаметра. Размер их зависит от скорости вращения мешалки и температуры. Затем массу центрифугируют, высушивают и просеивают, если надо — окрашивают органическими и неорганическими красителями. В качестве замутнителя используют окись цинка (1,2–1,5%) или двуокись титана (0,35–0,5%). В порошок для базисов протезов к смеси (вода–мономер) добавляют дибутилфталат — для придания пластмассе эластичности. Порошок используют для получения пластмассового теста (полимер + мономер), из которого делают базисы протезов.

Процесс полимеризации — это экзотермическая реакция, поэтому форму нагревают так, чтобы температура внутри массы не достигла 100 °С. Кювету помещают в воду комнатной температуры, нагревают до 80 °С в течение 60–70 мин, потом нагрев ускоряют и доводят температуру до 100 °С, кипятят 50–60 мин, затем кювету охлаждают в той же воде.

Полимеры горячей полимеризации имеют высокие прочностные характеристики, цветостабильны, могут использоваться также для литьевого прессования. Для седловидных частей бюгельных протезов выпускают пластмассу холодной полимеризации с удлиненным рабочим временем. Для починок и перебазировок великолепно подходит специальная самотвердеющая пластмасса, рабочее время которой сокращено, а полимеризация проходит при температуре чуть выше комнатной. При этом пластмассы бывают разных цветов (от бесцветной до розовой), могут сразу иметь в порошке прожилки, имитирующие сосуды слизистой оболочки. Пластмассы расфасовываются в контейнеры разного

объема. При работе с любой пластмассой можно добиться наивысшего качества, проводя полимеризацию под давлением от 3 до 5 атм.

В настоящее время в стоматологии в качестве жестких базисных материалов широкое применение получили синтетические пластмассы. Пластмассы— материалы, основу которых составляют полимеры, находящиеся в период формирования изделий в вязкотекучем или высокоэластичном, а при эксплуатации— в стеклообразном состоянии. Большое внимание специалистов уделялось работам по совершенствованию акриловых базисных материалов. Можно выделить следующие направления этих работ:

- сополимеризация акрилатов;
- изменения в режимах переработки полимерно-мономерных акриловых композиций при производстве зубных протезов;
- полный отказ от акрилатов и применение для изготовления базисов литевых термопластов или других материалов неакриловой природы (например, полиуретана).

Наиболее результативным для улучшения физико-механических свойств базисных материалов оказался метод сополимеризации, в особенности привитой сополимеризации.

Интенсивность научных исследований в области новых базисных полимерных материалов свидетельствует как о важности, так и о трудности создания высокопрочного, удобного, дешевого материала для стоматологии, без коренных изменений технологических приемов. Создание более совершенных полимерных базисных материалов проводят следующими методами:

- сшиванием сополимерных молекул метилметакрилата;
- получением сополимерных композиций;
- введением пластифицирующих добавок.

В зависимости от назначения базисные пластмассы подразделяют на четыре группы:

- 1) пластмассы для базисов съемных протезов;
- 2) пластмассы для мягких слоев базисов;
- 3) пластмассы для перебазирования и починки съемных протезов;

- 4) конструкционные пластмассы — самоотвердеющие полимеры, используемые для изготовления ортодонтических аппаратов и в челюстно-лицевом протезировании.

Конструкционные базисные пластмассы в зависимости от их товарной формы подразделяют на три основных типа:

- 1) пластмассы типа порошок—жидкость;
- 2) пластмассы типа гель;
- 3) термопластические литые пластмассы.

Пластмассы также подразделяются на пластмассы:

- холодной полимеризации;
- горячей полимеризации;
- световой полимеризации.

Основным материалом для базисов пластиночных протезов являются пластмассы горячего отверждения, но тенденция развития энергосберегающих технологий требует разработки и применения технологий холодного отверждения базисных материалов. В последнее время стали доступны литые акриловые пластмассы холодной полимеризации — типичные представители второго поколения базисных пластмасс.

Полимеры холодного отверждения по сравнению с полимерами горячей полимеризации имеют значительные преимущества. Помимо небольшой полимеризационной усадки и незначительного процента остаточного мономера, они обладают превосходством в точности. При этом необходимо отметить, что добиться вышеописанных результатов возможно только при условии строгого соблюдения рекомендованных производителем методик полимеризации. Пластмассы холодного отверждения также имеют меньшие показатели внутренних напряжений, а значит, и более стабильные геометрические размеры базиса протеза. Они показывают оптимальные физические свойства, отсутствие тепловых напряжений и др. Их можно использовать не только для изготовления съемных протезов, но и для базисов ортодонтических аппаратов, лабораторного перебазируя и починки протезов.

Модификация акриловых полимеров остается основным путем совершенствования базисных материалов, с помощью которого можно достичь повышения ударной и усталостной прочно-

сти базисов съёмных протезов. Примерами такой модификации являются добавка каучуковой фазы в частицы-шарики порошка, введение в состав материала высокомодульных волокон. Введение высокомодульных полиэтиленовых волокон в базисный материал оказалось более эффективным в достижении повышенной ударной прочности материала, при этом не ухудшались его эстетические свойства, как в случае добавления углеродных волокон (И.Ю. Поюровская).

Воздействие на процесс полимеризации пластмассы электромагнитного поля радиочастотного диапазона заметно уменьшило содержание в ней остаточного свободного мономера и улучшило ее физические качества.

В связи с несовершенством имеющихся материалов разрабатываются различные способы модификации базисных пластмасс, благодаря которым изменяются их физико-механические свойства, увеличивается прочность соединения пограничного слоя между твердым и мягким слоем базиса протеза.

Акриловые материалы благодаря сочетанию таких свойств, как небольшая плотность (1,18), стойкость к ротовой жидкости, слабым щелочам и кислотам, биологическая индифферентность, механическая прочность, отличные эстетические свойства, способность формования при небольших давлениях (5–8 МН/м²) и низкой температуре (100 °С), в течение последних 40 лет были и остаются основными конструкционными материалами. В настоящее время работы по созданию более эффективных конструкционных пластмасс в основном проводятся в аспекте направленного изменения и более глубокого изучения их свойств, а также оптимизации технологии изготовления протезов.

За рубежом наиболее широко применяются такие олигомеры, как эпоксидакрилаты, уретандакрилаты, олигокарбонатдакрилаты. Среди других классов олигомерных связующих, применяемых в стоматологических пластмассах, известны метакрилоксиэтилфосфат и другие фосфорсодержащие олигомеры, повышающие адгезию к подложке, а также связующие, содержащие фосфазеновый олигомер.

В стоматологических фотоотверждаемых материалах чаще используют дикетоны, в том числе бензоил и его эфиры, кетам,

производные алкилфенолов и др. В качестве восстановителей могут применяться третичные амины, вторичные спирты, тиолы, дизамененные амины, тетразамененная мочеви́на и другие соединения. Что касается третьего компонента (наполнителя), то он, реагируя с матричными мономерами, обеспечивая высокую степень совместимости наполнителя и матрицы, создает высокие прочностные свойства стоматологических материалов. Наполнителями могут служить модифицированные аэросилы (кремнеземы), другие органические и неорганические вещества, вводимые при производстве материалов для придания им определенных свойств. Например, некоторые композиты наполняются модифицированными кремнеземами МВДХС и ГВС-9. Однако технологии работы с данными материалами не получили в практике широкого применения из-за высокой стоимости оборудования и расходных материалов по сравнению с традиционными.

Новым направлением в совершенствовании базисных материалов является применение пластмасс светового отверждения, имеющих структуру взаимопроникающей полимерной сетки и отверждающихся под действием голубого света с длиной волны 400–800 нм. Преимущество этого материала — отсутствие в нем остаточного мономера. Данные материалы по сравнению с материалами химического отверждения имеют лучшие физико-химические, прочностные и биологические свойства, дают незначительную усадку при полимеризации, обладают малым коэффициентом термического расширения, высокой стойкостью при истирании, минимальной растворимостью, устойчивостью цвета, безвредным воздействием на ткани протезного ложа. Однокомпонентная форма их выпуска в виде одной пасты не требует дополнительного введения компонентов и перемешивания непосредственно перед применением, что обеспечивает их гомогенность, отсутствие пузырьков воздуха и т.д. Светоотверждаемые композиционные материалы имеют неограниченное рабочее время, так как фотополимеры отверждаются «по команде» только после облучения ультрафиолетовым светом, что позволяет формовать материал при низкой исходной вязкости в отличие от материалов химического отверждения, в которых вязкость начинает нарастать после смешивания компонентов.

В высоконаполненные фотополимеризующиеся композиции входят как минимум три компонента:

- 1) связующие, содержащие в молекуле по крайней мере одну двойную связь, способную к радикальной полимеризации;
- 2) фотоинициирующая система;
- 3) наполнитель.

В качестве связующих применяют олигомеры на основе метакриловой кислоты или других ненасыщенных соединений, позволяющих получать полимерные системы с высокой степенью сшивки, которые характеризуются меньшей реакционной усадкой, а следовательно, и меньшими внутренними напряжениями, более высокой прочностью и меньшей истираемостью, более низким коэффициентом водопоглощения. Крупный размер молекул олигомера не позволяет выходить им в полость рта.

Отверждение высоконаполненных фотополимеризующихся композиций проводят, как правило, светом ртутной лампы (длина волны 200–800 нм) или галогеновой лампой накаливания с вольфрамовой нитью. Использование галогеновой лампы накаливания наиболее предпочтительно, так как оборудование менее громоздко, нет жесткого ультрафиолетового излучения, не образуется озон, а при работе в полости рта невозможно вызвать у больного эритемный ожог. Время полимеризации составляет от 20 до 180 с в зависимости от толщины слоя полимера. Полимер выпускается в виде пластин толщиной 2 мм, упакован в защищенный от света пакет.

Из отечественных материалов для изготовления жестких базисов протезов в настоящее время используются твердые пластмассы горячей, холодной и СВЧ-полимеризации. В последние годы большое распространение получили фотополимерные материалы. В целях повышения основных свойств, а именно, высокой прочности, эластичности и химической стойкости, созданы тройные сополимеры, фторсодержащие акриловые сополимеры, обладающие повышенной прочностью и химической стойкостью. Отечественной промышленностью предлагаются прочные акриловые пластмассы для базисов протезов, имеющие по сравнению с другими повышенную устойчивость к растрескиванию, стирае-

мости, большую ударную вязкость и высокую прочность на изгиб и обладающие хорошей технологичностью.

Широкой популярностью в случае аллергического статуса пациента, а также для изготовления индивидуальных ложек широко используется бесцветная базисная пластмасса, содержащая антистаритель тинувин, предохраняющий пластмассу от разрушения под воздействием агрессивных сред и повышающий ее прочность и прозрачность. Несмотря на постоянное повышение физико-механических свойств современных базисных материалов, клинические наблюдения показывают существенное количество поломок съемных пластиночных протезов после первого года пользования: от 3,6 до 10,4%.

Для ремонта и исправлений базисов съемных пластиночных протезов используют материалы холодного отверждения. Мягкие пластмассы и изделия из них ремонту не подлежат, возможна лишь полная замена слоя.

Среди жестких базисных полимеров импортного производства можно выделить базисный материал на основе гидрофильных полимеров, который содержит биосовместимый гидрооксипропилакрилат. Свойства этого материала позволяют слюне равномерно растекаться по всей поверхности базиса, способствуя ретенции протеза. Водосорбционные свойства материала обеспечивают увеличение его объема в полости рта и таким образом, по мнению изготовителя, компенсируют полимеризационную усадку, что, на наш взгляд, глубоко ошибочно.

В последнее время широкое распространение получила насыпная технология изготовления базисов протезов, ортодонтических аппаратов и индивидуальных ложек. Для этой цели используются низкотемпературные пластмассы и полимеризация под давлением воздуха.

Проблема взаимоотношения тканей полости рта с материалами, из которых изготавливаются зубные протезы, остается одной из основных в клинике ортопедической стоматологии. В здоровых тканях полости рта сбалансированы биохимические процессы, что сохраняет структуру тканей и поддерживает ее функцию. А между тем материалы, применяемые для изготовления зубных протезов, вызывают в тканях человека различные

адаптивные реакции. Особенно выражена реакция при пользовании съёмными пластиночными протезами. Практически вся слизистая оболочка полости рта под съёмным протезом в разной степени имеет признаки «борьбы» с инородным телом.

В полости рта в области расположения протезов часто можно наблюдать воспаление слизистой оболочки, получившее название «акрилового стоматита». Основной причиной этих нарушений является технологическая невозможность полной полимеризации мономера. Даже при точном соблюдении технологии изготовления съёмных протезов из акриловой пластмассы на основе полиметилметакрилата (порошок—жидкость) в базисе протеза остается до 0,5% неполимеризованного мономера. Экспериментально подтверждена токсичность акриловых пластмасс, обусловленная содержанием в них остаточного мономера. Остаточный мономер вызывает аллергические реакции локального и общего характера. Некоторые современные научные исследования подтверждают случаи возникновения у некоторых пациентов, пользующихся съёмными протезами с базисом из акриловой пластмассы, нарушения свертывающей системы крови, связанные с изменением состояния тромбоцитов, и доказана возможность развития бластоматозного роста в тканях протезного ложа. При нарушении режима полимеризации в базисе протеза может содержаться от 3,4 до 8% свободного мономера, который выделяется из протеза в течение 5 лет. При попадании мономера в слюну вследствие вымывания или истирания пластмассы возникают условия для проявления в полости рта токсико-аллергических реакций.

Кроме того, базисы из акриловых пластмасс обладают микропористостью, которая возникает по технологическим причинам — вследствие усадки, происходящей в процессе полимеризации. Микрофлора, заполняющая поры в базисах протезов, вызывает изменения микробного равновесного состояния, что становится причиной возникновения воспалительных процессов. Также акриловые протезы неустойчивы к переменным жевательным (механическим) нагрузкам, имеют недостаточную прочность при статическом изгибе, низкую удельную ударную вязкость, что приводит к частым поломкам протезов. Следует отметить, что акри-

ловые пластмассы имеют довольно большую усадку (6–8%), а это может выражаться в несоответствии внутренней поверхности базиса протеза и протезного ложа. Только тщательное соблюдение технологии полимеризации может снизить процент усадки до 1,5.

Тем не менее акриловые пластмассы до сих пор являются наиболее распространенным, часто единственным материалом для изготовления базисов съемных протезов, так как они недорогие, имеют простую технологию и не требуют дорогостоящего оборудования.

Таким образом, остаются причины, оправдывающие поиск новых материалов для изготовления базисов съемных зубных протезов.

3.2.6. Эластичные базисные полимеры

Благодаря достижениям современной органической химии клиническая стоматология получила возможность применять эластичные (мягкие) базисные материалы. Врачу-ортопеду, зубному технику необходимо знать ассортимент эластичных полимеров, их достоинства и недостатки.

Показания к применению эластичных полимеров:

- наличие в полости рта костных выступов и экзостозов, покрытых тонкой атрофированной слизистой оболочкой;
- значительная или полная резорбция альвеолярных гребней и альвеолярной части с наличием продольных складок слизистой оболочки.

Эластичные полимеры используют:

- при изготовлении лицевых и челюстных протезов;
 - для исправления аномалий зубочелюстной системы;
 - при устранении врожденных дефектов;
 - в восстановительной хирургии при зияющих дефектах глотки и шейного отдела пищевода;
- для выявления мест избыточного давления при пользовании съемными протезами;
- для получения анатомических и функциональных оттисков беззубых челюстей;
- для оформления края базиса протеза с проведением функциональных проб по Гербсту.

Наличие мягких, эластичных слоев жесткого базиса протеза не только улучшает жевательную эффективность, но и создает ощущение комфорта. Они предохраняют слизистую оболочку от травмирования базисом протеза, способствуют улучшению ретенции, сокращению сроков адаптации.

В зависимости от показаний эластичный слой располагают:

- по всей поверхности протеза;
- по границам базиса протеза;
- в отдельных участках базиса протеза;
- под искусственными зубами в съемном пластиночном протезе, создавая амортизатор, имитирующий пародонт;
- в качестве эластичного кольцевого кламмера при одиночно стоящих опорных зубах.

Эластичные полимеры должны соответствовать следующим специфическим (помимо общих) медико-техническим требованиям:

- обеспечивать прочное и долговременное соединение с жестким базисом, при этом обладать минимальной адсорбирующей способностью по отношению к слюне и пищевым продуктам;
- обладая высокой пластичностью, должны плотно прилегать к слизистой оболочке протезного ложа при функциональных нагрузках, не вызывая ее раздражения, амортизировать жевательное давление, т.е. создавать комфортное пользование протезом;
- не должны содержать ни внешних, ни внутренних пластификаторов в целях предупреждения их вымывания;
- должны обладать хорошей смачиваемостью, сохранять постоянство объема;
- быть стабильно эластичными при пользовании и хранении;
- обладать высокой изнosoустойчивостью, цветостойкостью, не растворяться в полости рта.

Классификация эластичных материалов для базисов протезов

В зависимости от природы материала:

- акриловые;
- поливинилхлоридные или на основе винилхлорида с бутадилакрилатом;

- силиконовые или силиконовые;
- полифосфазеновые флюорэластомеры (фторкаучуки).

В зависимости от условий полимеризации:

- пластмассы высокотемпературной полимеризации;
- пластмассы низкотемпературной полимеризации.

Акриловые эластичные пластмассы. Акриловые эластичные пластмассы могут иметь 4 формы выпуска:

- а) комплект порошка и жидкости;
- б) эластичные пластины;
- в) в виде геля;
- г) в виде ламинированного геля или в катриджах.

Комплекты порошка с жидкостью могут быть высоко- и низкотемпературной полимеризации. Порошок представляет собой сополимеры акриловых мономеров (метил-, этил-, бутилакрилат; гидроэфир метакриловой кислоты и др.).

Жидкость для приготовления формовочной массы бывает двух видов:

- 1) смесь акриловых мономеров или метилметакрилат (может содержать пластификатор — диоктилфталат или другие, а также некоторые органические растворители);
- 2) смесь акриловых мономеров — жидкость для быстротвердеющих пластмасс.

Эластичные пластины для базиса поставляются в виде бесцветных или окрашенных в розовый цвет пластинок: $100 \times 65 \times 1$ мм для верхней челюсти и $100 \times 65 \times 2$ мм для нижней. Оптимальной эластичности материал достигает в полости рта при 37°C . Акриловые эластичные пластмассы технологичны и прочно соединяются с твердым слоем базиса. Существенным недостатком акриловых пластмасс можно считать их относительно быстрое старение, проявляющееся потерей эластичности.

Особенностями гелевого эластичного полимера являются не только индифферентность и технологичность, но и форма выпуска. Мягкая базисная пластмасса выпускается в готовом для применения состоянии, не требует смешивания компонентов и длительного замешивания.

Поливинилхлоридные материалы — родоначальники эластичных полимеров; выпускаются в комплектации порошок — жидкость и в виде ламинированного геля.

Материалы обоих типов представляют собой сополимеры винилхлорида с другими мономерами, относятся к пластмассам высокотемпературной полимеризации. В качестве сополимеров могут использоваться акрилаты, винилацетат и др. Эластичность достигается за счет внешней пластификации.

Поливинилхлоридные материалы лучше противостоят истиранию, чем акриловые и силиконовые, прочнее, чем силиконовые, крепятся к жесткому базису, но менее прочно, чем акриловые. Однако наличие в составе полихлорвиниловых композиций пластификатора обуславливает и недостатки, присущие пластмассам с внешней пластификацией — миграцию пластификатора и старение.

Силиконовые базисные материалы отличаются высокой и стабильной эластичностью. Кроме того, силиконовый материал холодной полимеризации технологичен, позволяет изготавливать эластичный слой базиса в условиях клиники, минуя зуботехническую лабораторию. Материалы инертны и не набухают в ротовой жидкости. Они не поддаются воздействию микрофлоры полости рта, не содержат пластификаторов, которые, как правило, вымываются. Поэтому они сохраняют эластичность в отдельных случаях в течение ряда лет.

Силиконовые материалы холодной вулканизации представляют собой наполненные силиконовые композиции. Поставляются в виде пасты и жидкости катализатора. В комплект материала могут входить 1–3 жидкости. Первые две — катализаторы вулканизации, третья — грунтовый адгезив. Паста содержит силиконовый каучук, в качестве наполнителя — органокремнеземы, краситель. В качестве катализаторов используются метилтриацетоксисилан, хелатные соединения титана и алюминия, аминосилана. Силиконовые материалы обладают высокой степенью эластичности, которая длительно сохраняется, повышают адгезию протеза к слизистой оболочке протезного ложа в несколько раз.

Недостатки силиконовых полимеров:

- недостаточное сращение с базисом протеза;
- невысокая прочность на разрыв;
- слабо противостоят истиранию;
- трудно корректируются;

- слабые амортизирующие свойства и высокая стоимость, препятствующие широкой распространенности материалов.

Повышение показателей механической прочности достигается за счет подбора каучука с оптимальной молекулярной массой и использования усиливающих наполнителей.

Полифосфазеновые флюорэластомеры (фторкаучуки).

Базисные эластичные пластмассы на основе *фторкаучуков* хорошо соединяются с акрилатами и имеют высокие физико-механические показатели — обладают хорошим амортизирующим эффектом, т.е. являются хорошим дробителем нагрузки. Они долго не теряют эластичности, не вбирают в себя жидкости, запахи. Недостатком является сложность и несовершенство технологии изготовления съёмных пластиночных двухслойных протезов. Производство материалов этой группы дорогостоящее и экологически опасное, поэтому выпуск этих материалов временно прекращен.

К общим недостаткам эластичных базисных полимеров относятся:

- быстрое старение, проявляющееся в потере эластичности, прочности;
- невозможность полирования эластичного подслоя, рыхлость, делающая их негигиеничными;
- отсутствие оптимального краевого прилегания эластомеров к жестким базисным пластмассам;
- сложность обработки эластомеров режущим инструментом и связанные с этим проблемы с коррекцией базиса протеза.

В связи с несовершенством имеющихся материалов разрабатываются различные способы модификации базисных пластмасс, благодаря которым изменяются их физико-механические свойства, увеличивается прочность соединения пограничного слоя между твердым и мягким слоем базиса протеза.

3.2.7. Термопластичные полимерные материалы

В последнее время на российском стоматологическом рынке появились технологии изготовления съёмных и несъёмных кон-

струкций из термопластов. Термопластичные полимерные материалы (термопласты) изучаются с 1956 г. В стоматологии термопластичные полимерные материалы внедрены в конце XX в. Изучение свойств термопластов и возможность применения их в ортопедической стоматологии проводили как зарубежные, так и отечественные ученые (Каливраджиян Э.С., Пшеничников И.А., 1993; Варес Э.Я., Нагурный В.А., 2002). Общую характеристику термопластов определяет само название — «материал, пластичный при нагреве», т.е. эти материалы приобретают необходимую форму в разогретом состоянии без применения мономеров. Для этих материалов характерно отсутствие остаточного мономера, они не содержат токсичных или аллергенных компонентов, обладают высокой биосовместимостью, что особенно актуально для пациентов с заболеваниями иммунной, эндокринной, нервной системы, желудочно-кишечного тракта и пациентов, имеющих повышенный аллергический статус. Термопласты более монолитны, легки и эластичны, чем акриловые пластмассы, превосходят их по прочности в 8–20 раз. Некоторые термопласты обладают памятью формы.

Кроме того, высокая степень пластичности, способность памяти формы, точность при изготовлении, наличие широкой цветовой гаммы позволяют расширить возможности пластиночного и бюгельного протезирования, шинирования, изготовления имедиат-протезов на десневых кламмерах, шин-протезов и повысить их эстетические качества.

Интерес врачей и зубных техников к этим материалам в настоящее время повысился, в связи с появлением доступной информации, разработкой полной технологии с использованием необходимого оборудования и самих материалов, а также получения положительных результатов лабораторных и клинических испытаний с последующей сертификацией. На российском стоматологическом рынке представлено несколько систем для изготовления ортопедических конструкций с использованием базисных термопластических полимеров. Промышленный выпуск термопластов для изготовления зубных протезов налажен на основе биологически нейтральных термопластов, ранее применявшихся в других областях медицины. Это полиамиды

(нейлон), полиоксиметилен, полипропилен, полиэтилен, а также акриловые пластмассы, но без применения мономера.

Полиамиды (нейлон) представляют собой твердые кристаллические полимеры, белого цвета, без запаха, реже аморфные, прозрачные стеклообразные вещества. Известно, что в медицине вообще и стоматологии в частности используются только нетоксичные полимеры, но из каких именно полиамидов выпускаются материалы для зубного протезирования, остается коммерческой тайной. Применяемые в стоматологии полиамидные материалы выпускаются под торговой маркой «Нейлон». Базисные пластмассы на основе нейлона в клинической стоматологии впервые были использованы в 1954 г. Они представляют собой биосовместимый термопластический материал с уникальными физическими и эстетическими свойствами.

Зубные протезы, изготовленные на основе нейлона, обладают достаточно высокой гибкостью. Съёмный протез с базисом из нейлона хорошо противостоит разломам и самобалансируется во рту, что способствует быстрой адаптации к нему. Пластичность протеза позволяет оптимизировать нагрузку на опорные зубы и альвеолярный гребень, что обеспечивает более благоприятное распределение жевательного давления. Такие протезы во много раз прочнее акриловых, безопасны, более эстетичны. Пациенты, которые пользовались как обычными, так и нейлоновыми протезами, отмечают, что протезы из нейлона более натуральны и комфортны во рту и незаметны для окружающих благодаря хорошей ретенции и эстетике. Тонкость и легкий вес нейлонового протеза дают пациентам чувство уверенности во время еды и улыбки.

Тем не менее у нейлона, помимо достоинств, есть свои недостатки. Так, с этим материалом невозможна перебазировка и починка, а цены на эти материалы в несколько раз выше цен на акрилаты. Некоторые из импортных материалов имеют превосходную эстетику и эластичность, но при этом нестабильны — через несколько месяцев размягчаются, уже плохо удерживаются на опорных зубах, начинают впитывать слюну со всем «букетом» ее содержимого, и пациент не может избавиться от появившегося неприятного запаха.

Полиоксиметилен представляет собой твердое вещество белого цвета. Молекулярная масса составляет от 10 000 до 30 000. Полиоксиметилен не отличается высокой термической и химической стабильностью, но благодаря своей твердости, высокой температуре плавления и стойкости по отношению к органическим растворителям широко применяется для литьевого формования. Полученные изделия из полиоксиметилена отличаются большой жесткостью, усталостной прочностью, малой усадкой при переработке, износо- и влагостойкостью, устойчивостью к щелочным растворителям.

Полиоксиметилен имеет биохимическое происхождение и относится к синтетическим смолам. Речь идет о самом устойчивом термопласте. У него кристаллическая молекулярная структура, экстремальный предел прочности, в 20 раз больше, чем у акрилового материала, используемого в стоматологии, поэтому в этих материалах можно видеть заменитель скорее металла, чем пластмассы.

Полипропилен по своим основным характеристикам приближен к нейлону, но уступает ему по некоторым физико-химическим параметрам. В настоящее время полипропилен для изготовления ортопедических конструкций используют в качестве дешевой альтернативы нейлону.

Протезы, изготовленные из полипропилена, по физическим и химическим показателям во много раз прочнее протезов из акриловых пластмасс, обладают высокой точностью прилегания. Переломы базисов протезов в полости рта практически исключаются. Протезы биологически нейтральны по отношению к тканям организма (что обусловлено отсутствием мономеров, ингибиторов, катализаторов и других реактивных включений) и устойчивы в среде полости рта.

Основные характеристики термопластических материалов на основе метилметакрилатов: отсутствие свободного мономера, достаточно высокая прочность и эстетичность, что позволяет изготавливать особо тонкие пластиночные протезы. Безмономерные материалы на основе акриловых пластмасс производят в некоторых зарубежных странах, в том числе и в России. Эти материалы имеют широкую цветовую гамму оттенков. Пере-

базирование и починку этих протезов производят при помощи термопластов, а также любого из видов акриловых пластмасс (холодной и горячей полимеризации).

Этиленвинилацетат — аморфный прозрачный бесцветный полимер без вкуса и запаха, нетоксичен. Прочность ориентированных образцов сильно зависит от молекулярной массы, температуры и степени ориентации. Молекулярная масса поливинилацетата в зависимости от условий получения изменяется от 10 000 до 1 600 000. В стоматологии в основном применяются сополимеры винилацетата с этиленом. С появлением в стоматологии термопластичных материалов из этиленвинилацетата стало возможным изготовление в зуботехнических лабораториях индивидуальных позиционеров, на зубных кап для спорта и индивидуальных мундштуков для дайвинга. Они обладают высокой степенью эластичности (которая приближается к резине), имеют очень маленькую адсорбцию воды, отличную сопротивляемость к кислотам. Высокая жесткость материала, идеальная для изготовления позиционеров, когда необходима незначительная амплитуда движений нижней челюсти, например для шин при лечении бруксизма, спортивных защитных шин и т.д. Средняя жесткость рекомендована для межчелюстных позиционеров с хорошей степенью эластичности и использования в тех случаях, где необходимы движения нижней челюсти — например, капы для дайвинга. Самая маленькая степень жесткости подходит для тех случаев, когда рекомендуется незначительная коррекция окклюзии.

Важное преимущество этого материала — прозрачность, так как непрозрачные материалы при пользовании позиционерами не эстетичны, при этом прозрачный материал дает возможность визуального контроля правильного положения зубов и зубных рядов. Кроме прозрачного бесцветного полимера выпускается 8 цветов полупрозрачного материала.

3.2.8. Базисные материалы на основе полиуретана

В истории ортопедической стоматологии известно много как природных, так и искусственных (прежде всего полимерных) материалов, использовавшихся для изготовления зубных про-

тезов. Однако до сегодняшнего дня еще не найдены базисные материалы, в полной мере отвечающие медицинским и техническим требованиям. Для изготовления базисов съемных зубных протезов отечественными учеными разработаны материалы на основе полиуретана, лишенные недостатков акриловых пластмасс, которые по качеству ничуть не уступают, а во многом даже превосходят западные аналоги и при этом значительно дешевле их. Главные достоинства нового материала: по природе он безмономерный, биосовместимый, превосходит акрилаты и нейлон по прочности, упругости, устойчивости к переменным жевательным нагрузкам. Упругость и эластичность материала позволяют делать надежные десневые и зубодесневые кламмеры вместо металлических, использующихся при применении традиционного материала. Выигрывает эстетика, устраняется ионная нагрузка на организм. Результаты исследований разработанных материалов на основе полиуретана показали, что они лишены основных недостатков акриловых базисных материалов, а именно: отличаются низкой усадкой, что обеспечивает высокую точность изготовления, прецизионность протезов; обладают незначительным водопоглощением, а значит, стабильны в плане геометрии, гигиеничны, ремонтпригодны. Разработанные методики изготовления съемных протезов с применением новых материалов на основе полиуретана относительно просты в исполнении и не требуют специального дорогостоящего оборудования.

3.2.9. Облицовочные материалы для несъемных конструкций протезов

В ортопедической стоматологии широко используются приемы маскирования видимых частей металлических каркасов зубных протезов, имитирования естественного вида искусственных зубов. Для облицовки используют различные материалы: акриловые пластмассы, фарфор, ситаллы, композиты и др.

К материалам для облицовки каркасов металлических несъемных протезов предъявляются определенные физико-механические, химические и медико-биологические требования. В условиях агрессивной химической среды, какой является слюна в полости рта, на протезы, облицованные различными мате-

риалами, действует комплекс физических, химических и биологических факторов.

В качестве облицовочных материалов для несъемных конструкций протезов, кроме керамических масс и композитов, используются и акриловые полимеры. По сравнению с керамикой и композитами полимеры за счет невысокой твердости и износостойчивости во время пользования протезами несколько снижают нагрузку на пародонт опорных зубов. Основное назначение этих пластмасс — изготовление коронок и облицовка несъемных штампованно-паяных и цельнолитых каркасов протезов. Облицовочные полимерные материалы, окрашенные в цвета естественных зубов, применяют в качестве метода выбора при восстановлении целостности твердых тканей коронок зубов. К этим материалам предъявляют большинство требований, рассмотренных ранее.

Отечественные облицовочные пластмассы в зависимости от технологических особенностей применения выпускаются двух видов. Одни предусматривают моделирование облицовки воском с последующей паковкой в кювету и полимеризацией на водяной бане. Другие — это модифицированный вид пластмассы, позволяющий проводить моделирование пластмассой непосредственно на каркасе или на гипсовой модели с последующей полимеризацией в полимеризаторе под давлением. Особенность модифицированной пластмассы — наличие олигомеров в составе жидкости, что увеличивает время жизнеспособности массы в пластичном состоянии, позволяя без спешки проводить послойное нанесение пластмассового теста.

Порошок представляет собой привитой фторсодержащий сополимер. В комплект входит: порошок «Дентин» восьми цветов, порошок «Эмаль» двух цветов. Обе пластмассы являются сшитым акриловым сополимером, пластифицированным дибутилфталатом во время полимеризации в заводских условиях. Выпускаются в форме комплектов, состоящих из порошка (мелкодисперсный, фторсодержащий, пластифицированный полиметакрилат) и жидкости (метилметакрилат), содержащей сшивагент. В упаковке порошок представлен в виде десяти цветов. В комплект также входят концентраты красителей белого (А), желтого (Б), коричневого (В) и серого (Г) цветов.

Для полимеризации, при послойном нанесении массы, используют пневмополимеризатор, в котором пластмасса полимеризуется при температуре 120 °С и повышенном давлении в течение 10 мин.

Зарубежные пластмассы для фасеток и коронок выпускаются в приготовленном к моделированию виде и полимеризуются в течение 7 мин при температуре 120 °С. Для достижения максимального сходства с естественными зубами предложены модификации пластмассы в форме очень мелких полимерных жемчужин, придающих протезу вид естественной эмали. Цвет и оттенки протезов из этих пластмасс подбираются и проверяются специально разработанной расцветкой.

При нарушении правил работы с «белыми» пластмассами может измениться цвет готового изделия. Причинами этого чаще всего являются определение цвета при искусственном освещении; использование расцветки, не соответствующей данной пластмассе; отсутствие маскировочного покрытия металлической основы протеза; изменение соотношения порошка и жидкости; работа с недозревшей пластмассой; отсутствие условий — достаточного освещения и чистоты рабочего места, инструмента или рук специалиста.

Облицовочные материалы на основе метилметакрилата хорошо моделируются и полируются, однако обладают недостаточной механической стойкостью при длительной нагрузке в полости рта. Многолетний опыт эксплуатации протезов с пластмассовой облицовкой свидетельствует о ряде недостатков, а именно:

- изменение цвета облицовки;
- недостаточная механическая прочность;
- высокая абразивность;
- набухание пластмассовой облицовки в условиях полости рта;
- образование краевой щели между облицовкой и металлическим каркасом;
- образование зубного налета на поверхности пластмассовой облицовки.

Современные облицовочные полимеры обеспечивают хорошую эстетику протезов благодаря возможности послойного

нанесения и моделирования облицовки массами различного назначения и цвета.

При значительных объемах препарирования твердых тканей опорных зубов (за пределы эмалевого слоя) обязательное условие — защита их раневой поверхности от повреждающего действия температурных факторов, свойств принимаемой пищи, сохранения топографически точного положения обработанных зубов по отношению к соседним зубам и зубам-антагонистам и др. Для этих целей применяются полимерные материалы для временных несъемных протезов: акрилаты, поликарбонаты и стандартные защитные колпачки из целлюлоида.

3.2.10. Композитные материалы для изготовления несъемных зубных протезов

Композиты впервые были разработаны в 40–50-х годах XX в. в США и представляли собой наполненные акриловые пластмассы. Современные композитные материалы — это смесь неорганических частиц, взвешенных в связующей органической матрице.

В качестве матрицы используют мономерную систему БИСГМА — сокращенное название от бисфенол-А-глицидил-метакрилата. БИСГМА в связи со своей вязкостью растворяется мономерами более низкой вязкости (например, мономером ТЭГДМА — триэтиленгликольдиметакрилат). В матрицу введены компоненты, обеспечивающие полимеризацию, цветовую стабильность, а также частицы наполнителя. В зависимости от размера частиц наполнителя композиты делятся на три группы: макро-, мини- и микронаполненные. Кроме наполнителей, в их состав входят силаны, инициаторы полимеризаций, стабилизаторы, красители, пигменты, значительно влияющие на качество композитов. В качестве неорганического наполнителя используют размельченные частицы бариевого стекла, кварца, фарфоровой муки, диоксида кремния и других веществ, существенно определяющих механическую прочность, консистенцию, рентгеноконтрастность, усадку и термическое расширение композита. Неорганические наполнители подвергаются специальной обработке поверхностно-активными веществами типа диметилдихлорси-

лана, которые обеспечивают хорошее сцепление с органической матрицей и влияют на прочность материала. По способу отверждения композиты подразделяются на химически отверждаемые (порошок—жидкость, паста—паста) и светоотверждаемые (фото-полимеры). Процесс полимеризации химически отверждаемых композитов начинается сразу после соединения компонентов. Светоотверждаемые композиты не имеют ограничений по времени, что придает удобство при работе с ними. С учетом качества и дисперсности наполнителей, органической основы, адгезивных свойств композиты делят на материалы 1–5-го поколений.

Композитные облицовочные материалы обладают относительно меньшей твердостью и прочностью по сравнению с ситаллами и фарфором, но превосходят по этим же показателям пластмассу. Вследствие этого протезы, облицованные композитами, легче обрабатываются и полируются. Однако композиты менее долговечны в условиях полости рта, для которых характерны влажность, температурные колебания, жевательное давление и другие активные факторы. Недостатком композиционных материалов является и полимеризационная усадка.

В ортопедии и ортодонтии композиты используют как материал для фиксации брекетов при применении несъемной ортодонтической аппаратуры, фиксации несъемных протезов, восстановлении твердых тканей зубов перед препарированием, фиксации шин, для изготовления металлокомпозитных мостовидных протезов.

Соединение композита с металлом — довольно сложная физико-химическая реакция. Для соединения композитного материала с поверхностью каркаса зубного протеза необходима диффузия облицовочного материала в поверхность сплава с образованием пограничного слоя. В этих целях используют механические или химические средства. Чтобы обеспечить прочное присоединение композита к каркасу протеза или к твердым тканям зуба, применяют механический, физико-механический и комбинированный методы, а также специальные технологии и различные адгезивные системы. В основе соединения композита и металла должна лежать химическая или микромеханическая природа.

Прочное соединение композита с металлом каркаса протеза происходит после нанесения на поверхность металла ретенционных шариков (микроперлов) диаметром 100–200 мкм.

Более широкое применение композитов обусловило развитие техники бондинга и улучшение физических и механических характеристик этих материалов. Вследствие относительно высокой прочности композиты могут использоваться в качестве конструкционных материалов для изготовления небольших мостовидных протезов, не содержащих металлических каркасов; жакетных коронок; вкладок; накладок; виниров и др. Отличительная особенность таких протезов — эстетичность, показатели светопреломления, соответствующие аналогичным показателям естественных зубов. Недостаточная прочность таких протезов может быть компенсирована введением в конструкцию протеза стекловолокна в виде нитей, лент, шнуров. В последние 10–20 лет в стоматологических клиниках наибольшую популярность получили светоотверждаемые композиционные материалы для изготовления несъемных и съемных конструкций зубных протезов. В то же время продолжается поиск и разработка новых композитных материалов, свойства которых постоянно улучшаются, что делает композиты альтернативными фарфору и ситаллу.

Значительная полимеризационная усадка, повышенная стираемость, неполная полимеризация облицовочных композитов стимулировали разработку композитных материалов второго поколения — керамеров. Улучшение физических характеристик связано с высокой концентрацией наполнителя и использованием мономеров с большим количеством реакционных участков.

Керамеры — промежуточная форма между керамикой и композитным материалом; применяются в качестве безметалловых конструкционных материалов для изготовления вкладок, коронок, мостовидных протезов. Такие конструкции практически неотличимы от фактуры живого зуба. Их гладкость позволяет повысить сопротивляемость образованию зубного налета, а эластичность — предотвратить сколы. Керамеры прочны, прозрачны, биосовместимы, пространственно стабильны, долговечны. Эти материалы, в частности, широко используются для восста-

новления сильно разрушенных зубов с применением вкладок. Все конструкции протезов из керамеров изготавливаются лабораторным путем.

3.2.11. Быстротвердеющие полимеры

Для реставрации съемных протезов, в том числе для починки переломов базисов, добавления или починки кламмера или искусственного зуба, изготовления шин, временных протезов и изготовления индивидуальных ложек и др., требуется пластмасса с более простой технологией переработки. Таким требованиям отвечает специально разработанная быстротвердеющая пластмасса, позволяющая в короткий срок восстановить целостность протеза, изготовить лабораторным путем индивидуальную ложку с минимальными расходами на энергозатраты и материалы.

В упаковке быстротвердеющей пластмассы содержится порошок и жидкость. Порошок представляет собой сополимер с инициатором полимеризации — чаще всего перекисью бензоила. Жидкость состоит из мономера, активатора и ингибитора. При смешивании порошка и жидкости происходит реакция, в результате которой активатор расщепляет перекись бензоила на радикалы, далее иницируется реакция полимеризации, протекающая в течение 20–30 мин. После формования массы будущий протез помещают в гидрополимеризатор на 10–15 мин. Полимеризацию также можно провести под давлением 5–6 атм. в течение 6–8 мин. Для ускорения полимеризации протез иногда просто помещают в сосуд с теплой водой, но в данном случае происходит чрезмерное испарение мономера из поверхностных слоев материала, в результате чего страдают прочностные свойства полимера и может появиться пористость сжатия.

3.2.12. Искусственные пластмассовые зубы

Искусственные пластмассовые зубы для съемных протезов получают двумя способами.

1. Формовочную массу (смесь полимерного порошка и мономера, красителей и замутнителя) помещают в металлические пресс-формы и полимеризуют под давлением при температуре 105 °С.

2. В металлические пресс-формы помещают порошок полимера, под давлением гидравлического пресса и с помощью нагревания проводят его размягчение и уплотнение, после чего формы охлаждают.

Предварительным этапом является синтез и окраска полимерных порошков, которые производятся в реакторе. Флюоресцирующего эффекта добиваются введением в смесь люминофоров. Из полностью готового порошка делают специальные пудры для эмали и дентина. Для получения определенного цвета пудры (в соответствии с расцветкой) приготавливают отправные смеси, которые представляют собой концентрат окрашенного стойкими красителями порошка. Окраску пудры проводят в смесителях, куда загружают полимер и расчетное количество отправной смеси, что вызвано необходимостью получения многоцветного искусственного зуба с учетом оттенков эмали и дентина. Формовочные массы «Эмаль» и «Дентин» готовят отдельно. Для этого зубную пудру в определенных количествах смешивают с мономером, в который для приобретения полимером трехмерной структуры, а значит, и повышения твердости и снижения хладотекучести, добавляется до 5% сшивагента.

Искусственные зубы должны соответствовать естественным зубам, поэтому они выпускаются различными по форме, размеру и цвету. Искусственные зубы формируются в гарнитуры. Фасоны, размеры и цвет искусственных зубов систематизированы в специальном альбоме, облегчающем заказ и промышленный выпуск, а также подбор зубов в клинических кабинетах и зуботехнических лабораториях.

Основные критерии качества искусственных зубов для съемных пластиночных протезов — их эстетичность и функциональность. Зубы для съемных протезов должны отвечать следующим требованиям:

- 1) иметь анатомическую форму естественных зубов;
- 2) по анатомической форме, цвету, отражательной способности и другим эстетическим показателям индивидуально соответствовать естественным зубам;
- 3) обладать длительной износостойкостью и достаточной прочностью;
- 4) прочно соединяться с базисом протеза;

- 5) быть устойчивыми к действию ротовой жидкости, пищевых продуктов и красителей;
- 6) способствовать уменьшению внутренних напряжений в протезе;
- 7) соответствовать коэффициентам термического расширения материалов базиса.

В отличие от фарфоровых зубов связь пластмассовых зубов с базисом протеза при полимеризации происходит по типу монолитного соединения вследствие однородности химического строения материалов, но полноценной химической связи быть не может. Пластмассовые зубы имеют стойкую окраску любого цвета и оттенка. В то же время несмотря на известные достоинства, пластмассовые зубы имеют и недостатки. Главные из них: невысокая сопротивляемость истираемости, недостаточная твердость. Показательно сравнение твердости пластмассы АКР-7 и эмали зуба (по Бринеллю): твердость АКР-7 — 19–26 кгс/мм², эмали зуба — 100–320 кгс/мм².

Очевидно, что такая разница в твердости приводит к быстрому истиранию пластмассовых зубов в протезах, контактирующих не только с естественными зубами, но и с пластмассовыми. В последние годы стали выпускаться более устойчивые к истиранию искусственные зубы за счет применения сшитых акриловых полимеров, что значительно повысило их прочность и твердость.

В настоящее время большинство фирм-производителей изготавливают двух- и трехслойные пластмассовые зубы, состоящие из пришеечного, дентинного и эмалевого слоев. Наиболее высокие требования по износостойкости предъявляются к эмалевой, режущей части зуба, поэтому ее чаще изготавливают из микронаполненного композита.

Кроме того, повышение износостойкости пластмассовых зубов достигают за счет применения ненаполненного полимера с высокой степенью сшивки структуры, представляющей собой взаимопроникающие полимерные сетки. В связи с тем что современные искусственные зубы имеют слоистое строение, при шлифовании поверхностного слоя могут обнажаться пористые и менее твердые слои, что необходимо учитывать при проведении коррекции окклюзионной поверхности искусственных зубных рядов.

Тестовые задания

1. Жесткий базис съемного протеза изготавливают из пластмассы:

- 1) силиконовой;
- 2) акриловой;
- 3) фторкаучуковой;
- 4) полихлорвиниловой;
- 5) поливинилсилоксановой.

2. Полимеризация пластмассы в условиях атмосферного давления производится при температуре:

- 1) 680 °С;
- 2) 100 °С;
- 3) 120 °С;
- 4) 150 °С;
- 5) 200 °С.

3. Конструкционными материалами в ортопедической стоматологии являются:

- 1) гипс;
- 2) воск;
- 3) оттисковые массы;
- 4) пластмассы;
- 5) верно 1 и 2.

4. При изготовлении съемных протезов применяют искусственные зубы:

- 1) пластмассовые;
- 2) металлопластмассовые;
- 3) металлические;
- 4) металлокерамические;
- 5) композитные.

5. Преимущество пластмассовых искусственных зубов в съемном протезе перед фарфоровыми зубами проявляется в:

- 1) большей твердости;
- 2) хорошем соединении с базисом;

- 3) возможности поставить зубы на приточке;
- 4) возможности поставить зубы при глубоком прикусе;
- 5) большей цветостойкости.

Ответы на вопросы

1. Верно 2.
2. Верно 3.
3. Верно 4.
4. Верно 1.
5. Верно 3.

3.3. КЕРАМИЧЕСКИЕ МАТЕРИАЛЫ

3.3.1. Общее понятие о керамике

У понятия «керамика» (или его синонима «фарфор») интересная и давняя история. Изначально керамика имела отношение к искусству изготовления гончарных изделий. Этот термин происходит от греч. *keramos*, что означает «глина, гончарное изделие».

В 1736 г. уроженец Суздаля Д.И. Виноградов и его тогда еще малоизвестные друзья М.В. Ломоносов и Р. Райзер были посланы Петербургской академией наук в «немецкие земли» для изучения горного дела и рукописного искусства. Вернувшись на родину через 8 лет в звании «бергмейстера», Д.И. Виноградов экспериментирует в области «рецепта» фарфоровой массы. Успехи оказались столь значительными, что 19 марта 1753 г. в «Санкт-Петербургских ведомостях» (№ 23) появилось объявление о приеме заказов на фарфоровые изделия. С тех пор мало что изменилось в базовом рецепте фарфора, представленного каолином, силикатом и полевым шпатом.

В последующем керамические материалы стали широко применяться в ряде отраслей народного хозяйства. Все дальнейшее усовершенствование шло по пути добавления различных компонентов для придания конечному продукту новых качеств и свойств. Глиняная посуда — фаянс, столовая посуда и китайский фарфор, кирпичи и санитарный фаянс — это все предметы, имеющие керамическую природу и окружающие нас повсюду. Промышленная керамика, используемая в электронике, автомо-

бильных двигателях, лазерах и других областях, в основном состоит либо из оксидов, либо из материалов на основе безкислородных соединений. В электронных элементах устройств содержатся нитрид алюминия (AlN) или нитрид бора (BN) в качестве материала субстрата. Карбид кремния (SiC) используется как полупроводниковая керамика. Некоторые лазеры построены на оптических керамических кристаллах (таких, как YAG — иттрий-алюминий-гранат) для производства лазерного луча.

Поэтому сегодня можно говорить о бытовой, магнитной, термоэлектрической, сверхпроводящей, изоляционной, оптической и стоматологической керамике.

3.3.2. Состав и свойства стоматологического фарфора

Свойства фарфора зависят от многих факторов. Главные из них — химический состав компонентов, степень их размельчения, температура и продолжительность обжига.

В химическом отношении современный стоматологический фарфор представлен базовыми компонентами:

- полевой шпат (60–75%) — его стекловидные фазы придают пластичность массе во время обжига и связывают составные части;
- кварц (15–35%) — упрочняет, придает твердость, химическую стойкость;
- каолин (3–10%) — влияет на степень прозрачности и температуру обжига;
- красители — оксиды металлов (диоксид титана, хрома, цинка и т.д.);
- флюсы — вещества, понижающие температуру плавления (карбонат натрия, кальция, лития).

По физическим свойствам стоматологические фарфоры близки к стеклам, структура их изотропна. Они могут переходить при размягчении или отверждении из твердого состояния в жидкое и обратно без образования новой фазы.

В условиях зуботехнической лаборатории стоматологическая керамика используется в виде мелкодисперсного порошка. Производство этого порошка является достаточно сложным процессом. Фарфор изготавливают из первичных ингредиентов,

нагревая их вместе с флюсами. Флюсы вызывают образование стекла из этих компонентов. Чтобы придать фарфору нужный цвет, его повторно обжигают с оксидами металлов. После того как фарфор остынет, его измельчают до мелкого порошка, который в конечном итоге и используют в зуботехнической лаборатории.

Согласно температурам плавления фарфоры разделяют следующим образом: от 1300 до 1371 °С — высокотемпературные, от 1090 до 1260 °С — среднетемпературные и от 870 до 1066 °С — низкотемпературные.

Тугоплавкий высокотемпературный фарфор обычно используется для фабричного изготовления искусственных зубов для съемных протезов.

Среднетемпературный и низкотемпературный фарфор применяют в зуботехнической лаборатории для изготовления искусственных коронок, вкладок и мостовидных протезов и других конструкций.

Основные свойства керамики: цветостабильность, гипоаллергенность и индифферентность, износостойкость, твердость, прочность, выгодно отличают ее от всех других облицовочных материалов.

Оптические свойства фарфора — одно из главных достоинств этого материала и важный фактор для создания эстетических конструкций зубных протезов. Он определяется тремя показателями: оттенок, яркость и насыщенность. Под оттенком понимают основной цвет, например голубой, зеленый, желтый или красный. Насыщенность — это интенсивность цвета, мера его чистоты, например голубой и интенсивно-голубой. Яркость — это количество серого оттенка в данном цвете. Высокая яркость предполагает, что цвет ближе к белому, тогда как низкая яркость — ближе к черному.

Необходимые свойства для создания эстетичных керамических конструкций: прозрачность, отражающие качества поверхности и флюоресценция. Коронка естественного зуба пропускает свет, но не прозрачна, как стекло. Это объясняется тем, что наряду с абсорбцией света прозрачность выражается соотношением диффузно-рассеянного и проходящего света. Свет, состоящий из

волн разной длины, попадая на поверхность зуба, может поглощаться, отражаться и преломляться. Подбор цвета осуществляется с помощью шкал расцветок, которые созданы для имеющихся оттенков фарфора.

Фарфор характеризуется основными показателями прочности: прочность при сжатии составляет примерно 170 МПа, прочность при изгибе — 50–75 и прочность при растяжении — около 25 МПа. Свойства фарфора также определяются модулем упругости, равным 69–70 ГПа (эмаль зуба — 46 ГПа), линейным коэффициентом теплового расширения $(12\text{--}14) \times 10^6/^{\circ}\text{C}$, сходным с коэффициентом естественного зуба, и поверхностной твердостью 460 KHN (против 340 KHN у эмали).

Фарфор — керамический материал, хрупкий по своей природе. Именно это свойство ограничивает его самостоятельное применение в стоматологии. И оно же вызвало необходимость сочетать фарфор с металлом, что позволяет повысить физикомеханические свойства всей конструкции.

Использование металлической основы, т.е. металлического каркаса, на который фарфор наносится в виде облицовки, а потом обжигается, в настоящее время один из наиболее эффективных и распространенных методов протезирования. Этот метод получил название **металлокерамики**. И нужно отметить, что этот технологический способ соединения металлов и фарфора является вдобавок самым распространенным применением фарфора в современной стоматологии. Эстетические свойства комбинированного протеза определяются качеством и техникой нанесения керамической облицовки, так как металлическая основа может создавать проблемы в плане эстетики. Необходимо блокировать металлический оттенок, скрыв или удалив его из поля зрения. Наибольшее влияние цвет металлического каркаса оказывает в области перехода режущего края металлического колпачка на керамический слой режущего края коронки зуба. Кроме того, металлическая основа значительно снижает полупрозрачность облицовки. В стоматологии облицовка протезов имеет несколько целей: маскирование и изоляция каркаса зубного протеза, а самое главное, имитация формы и цвета твердых тканей естественных зубов.

Сегодня ведутся разработки и внедрение в клиническую практику безметалловых конструкций (т.е. цельнокерамических зубных протезов) путем упрочнения свойств самого фарфора или замены металлического каркаса на материал неметаллической природы, по прочности не уступающий керамике.

В связи с необходимостью комбинации фарфора с другими материалами необходимо учитывать такое важное свойство стоматологических фарфоров, как *коэффициент теплового расширения* (КТР). Чем выше этот коэффициент, тем больше этот материал расширяется при нагревании. Для большинства используемых фарфоров коэффициент теплового расширения составляет примерно $12-10^{-6}$ °С. Коэффициент теплового расширения — очень важный показатель при сочетании фарфора с металлом или фарфором, полученным другим методом.

Для создания прочной связи между фарфором и металлом их коэффициенты теплового расширения должны быть примерно одинаковыми; в крайнем случае, фарфор может иметь коэффициент теплового расширения несколько меньше, чем металл. Это значит, что металл при нагревании будет расширяться больше и так же больше сжиматься при охлаждении. Если металл имеет меньший коэффициент расширения, чем фарфор, то при охлаждении фарфор будет подвергаться растяжению, а поскольку фарфор ломок и слабоустойчив к растяжению, это вызовет его разрушение.

В связи с этим к сплавам металлов для облицовывания керамикой предъявляют определенные требования. Они должны быть способны к сцеплению с фарфором, а температура плавления — выше температуры обжига фарфора. Необходимо сходство коэффициентов термического (теплового) расширения (сплава и фарфора).

Нанесение фарфора на металлокерамические каркасы протезов — это сложный и трудоемкий процесс. Металлокерамические конструкции протезов состоят из нескольких слоев разных типов фарфора, соединенных химической связью с металлической основой.

Фарфоровая масса для металлокерамики включает в себе разработку не менее трех масс (грунтовая, дентинная, эмалевая),

каждая из которых имеет свои особенности в составе и технологии.

Фарфоровое покрытие состоит из:

- непрозрачной грунтовой или опаковой массы (0,2–0,3 мм);
- полупрозрачного дентинного слоя (0,65–0,8 мм);
- прозрачного слоя, имитирующего режущий край зуба.

Чтобы скрыть цвет металлической основы и обеспечить прочную связь фарфора с поверхностью сплава, наносят опак-овый фарфор. Для повышения прочности сцепления и замутнения в грунтовую массу вводят ряд добавок. Фарфоровые массы стандартно или интенсивно окрашены и могут обладать флюоресцирующим эффектом. После наложения непрозрачного (опакового) слоя следуют прозрачные и полупрозрачные (транспарентные) слои, затем идет общий обжиг, обработка и глазурирование. Чтобы подчеркнуть индивидуальные черты искусственной коронки в соответствии с соседними естественными зубами, иногда ее подвергают индивидуальному окрашиванию специально разработанными для этих целей красителями.

Технология обжига влияет на прочностные свойства фарфора. Среди технологических условий, которые существенно влияют на прочностные показатели, нужно отметить следующие:

- необходимое уплотнение материала, т.е. конденсация керамической массы;
- хорошее просушивание массы перед обжигом;
- оптимальное (как правило, не более 3–4) количество обжигов;
- проведение обжига при адекватной для данной массы температуре;
- время обжига;
- способ применения вакуума при обжиге;
- глазурирование поверхности протеза.

Керамика, как и любой другой материал, имеет свои недостатки. В основном это:

- относительно высокая технологичность (а отсюда сложность выполнения работы);
- относительная хрупкость;
- сложность починки (непосредственно в полости рта);

- необходимость снятия большого количества твердых тканей при препарировании.

3.3.3. Характеристика компонентов фарфоровых масс

Каолин — белая или светлоокрашенная глина. В фарфоровой массе содержится от 3 до 65% каолина. Чем больше в смеси каолина, тем меньше прозрачность и тем выше температура обжига фарфоровой массы. Основной частью каолина (99%) является алюмосиликат — каолинит. Температура его плавления — 1800 °С. Каолин оказывает влияние на механическую прочность и термическую стойкость фарфора.

Полевой шпат — это безводные алюмосиликаты калия, натрия или кальция. Температура его плавления — 1180–1200 °С. При высокой температуре полевой шпат обеспечивает развитие стекловидной фазы, в которой растворяются и другие компоненты (кварц, каолин). Стекловидная фаза придает пластичность массе во время обжига и связывает составные части. Полевой шпат создает блестящую глазурованную поверхность зубов после обжига. При расплавлении он превращается в вязкую аморфную стеклоподобную массу. Чем больше в смеси полевого шпата (и кварца), тем прозрачнее фарфоровая масса после обжига. При обжиге фарфоровой массы полевой шпат как более легкоплавкий компонент понижает температуру плавления смеси. В этой связи его рассматривают в роли плавня (флюса). Содержание полевого шпата в фарфоровой смеси достигает 60–70%. Полевой шпат, чаще калиевый, называют микроклином или ортоклазом в зависимости от структуры. Ортоклаз — основной материал для получения стоматологической фарфоровой массы. Натриевый полевой шпат называется альбитом, кальциевый — анортитом.

Кварц (SiO) — минерал, ангидрид кремниевой кислоты. Кварц тугоплавок, температура его плавления — 1710 °С. Он упрочняет керамическое изделие, придает ему большую твердость и химическую стойкость. Кварц уменьшает усадку и снимает хрупкость изделия. В процессе обжига кварц (кремнезем) увеличивает вязкость расплавленного полевого шпата. В состав фарфоровой массы для изготовления зубов кварц вводят в количестве 25–32%.

Красители окрашивают фарфоровые массы в различные цвета, соответствующие естественным зубам. Обычно красителями являются оксиды металлов.

По физическим свойствам стоматологические фарфоры близки к стеклам, структура их изотропна. Они представляют собой переохлажденные жидкости и вследствие высокой вязкости могут сохранять стеклообразное изотропное состояние при охлаждении без заметной кристаллизации.

Стоматологические фарфоры могут переходить при размягчении или отверждении из твердого в жидкое состояние (и обратно) без образования новой фазы. Стекла не имеют собственной температуры плавления, а характеризуются интервалом размягчения. Фарфор образуется в результате сложного физико-химического процесса взаимодействия компонентов фарфоровой массы при высокой температуре. Так, при температуре 1100–1300 °C калиевый шпат превращается в калиевое полевошпатовое стекло. Каолин и кварц имеют более высокую температуру плавления, чем полевой шпат. Однако в расплаве полевошпатового стекла каолин и кварц взаимодействуют со стеклом. При этом каолин образует игольчатые кристаллы муллита, пронизывающие всю массу фарфора. Частицы кварца оплавляются, и небольшое их количество переходит в расплав стекла. Многочисленными микроскопическими исследованиями установлены следующие основные компоненты фарфора:

- 1) стекловидная изотропная масса, состоящая из полевошпатового стекла с различной степенью насыщения (AlO , SiO);
- 2) нерастворившиеся в стекле оплавленные частицы кварца;
- 3) кристаллы муллита $3\text{AlO} \cdot 2\text{SiO}$, распределенные в расплаве кремнеземглюкополевошпатового стекла.

Стекловидная изотропная масса в современных стоматологических фарфорах составляет их основной объем. Она обуславливает его качество и свойства. Количество стеклофазы возрастает при повышении температуры плавления и увеличения времени плавки. Соотношение кристаллической и стекловидной фаз определяет физические свойства фарфора.

3.3.4. Классификации керамических масс

Все многообразие современных стоматологических фарфоровых масс можно классифицировать по самым разным признакам.

По назначению:

- 1) в качестве облицовки металлических каркасов, съемных и несъемных зубных протезов;
- 2) для безметалловых (цельнокерамических) несъемных зубных протезов;
- 3) для облицовки неметаллических каркасов зубных протезов.

По технологии

1. *Технология обжига (спекание или шликерное формование безметалловых или цельнокерамических конструкций)*

В основе данной технологии используется керамика из спеченного полевого шпата, при использовании которой форма зубных протезов формируется с помощью слоистого порошково-жидкого шликера, что дает возможность нанесения индивидуальных оттенков.

Проводится на:

- платиновой фольге;
- огнеупорной модели.

Для обжига фарфоровой коронки необходимо прочное основание — матрица, которая должна выдерживать температуру обжига фарфора, не искажать цвет и внутренние параметры коронки. Этим требованиям полностью отвечают матрица, изготовленная из платины, или огнеупорные модели, произведенные путем дублирования рабочих моделей. Платина имеет высокую температуру плавления (1773,5 °C) и не образует окрашенных окислов. Легко валцуется в тонкую, но достаточно жесткую фольгу (0,025 мм). Коэффициент теплового расширения соответствует таковому у фарфоровой массы. Платиновая фольга может быть легко отделена от готовой обожженной коронки.

В силу усадки при спекании (до 35–40% объема) при данной технологии фарфоровых коронок возникают проблемы, связанные с точностью размеров и наличием производственных дефектов (различные включения, загрязнения, пористость), которые

могут появиться после спекания. Основные недостатки фарфоровых коронок: хрупкость, плохое краевое прилегание.

2. Технология литья или горячего прессования с применением техники литья по выплавляемым моделям

Одно из главных различий между полевошпатным фарфором и литьевой керамикой в том, что литьевая керамика сначала формуется в виде некристаллического материала, а затем кристаллизуется при тепловой обработке. Полученный материал имеет улучшенные механические и физические свойства, такие как увеличенное сопротивление на излом, улучшенная термостойкость и эрозионная стойкость. Эти качества зависят от размера и плотности кристаллов, способа взаимодействия между кристаллами и матрицей.

Недавно появилась система инъекционного прессования, использующая упрочненную лейцитом (40–50%) полевошпатную керамику. Кристаллы лейцита улучшают прочность и сопротивление на излом полевошпатной стеклянкой матрицы. В этой технологии применяются специальная огнеупорная масса и продолжительный цикл обжига, используется обычная методика литья по выплавляемым восковым моделям.

3. Технология изготовления безметалловых цельнокерамических конструкций путем шлифования керамических блоков

Широкое внедрение компьютерных технологий в науку и практику, разработка новых усовершенствованных по всем показателям видов фарфора привели к появлению технологии фрезерования цельнокерамических конструкций с помощью компьютера.

Основная концепция создания цельнокерамических реставраций заключается в использовании очень прочной фарфоровой основы для искусственной коронки, на которую наносят традиционные фарфоры. Разработано несколько типов фарфора для изготовления каркаса как основы коронок. Это фарфоры, содержащие оксид алюминия, оксид магния, или фарфоры на основе оксида алюминия, пропитанные стеклом.

Но надо помнить, что фарфоровый блок, применяемый для создания основы коронки, не может использоваться для полноценной конструкции, так как он не обладает достаточными эсте-

тическими (цветовыми) свойствами. Для обеспечения соответствия коэффициентов теплового расширения каркаса — основы коронки и поверхностных слоев фарфора, нужно использовать специальные фарфоры для покрытия.

3.3.5. Ситаллы

Ситаллы представляют собой микростеклокристаллические материалы, получаемые путем направленной кристаллизации стекол специальных составов, протекающей в объеме заранее отформованного изделия. Ситаллы состоят из одной или нескольких кристаллических фаз, равномерно распределенных в стекловидной фазе.

Ценные свойства ситаллов заключаются в их исключительной мелкозернистости, почти идеальной поликристаллической структуре. Свойства ситаллов изотропны. В них совершенно отсутствует вязкая пористость. Усадка материала при его переработке незначительна. Большая абразивная стойкость делает их малочувствительными к поверхностным дефектам. Плотность ситаллов лежит в пределах 2400–2950 кг/м³, прочность при изгибе — 70–350 МПа, сопротивление сжатию — 7000–2000 МПа. Модуль упругости 84–141 ГПа. Прочность ситаллов зависит от температуры. Твердость их близка к твердости закаленной стали (7000–10 500 МПа). Они весьма износостойки ($f_{тр} = 0,07–0,19$). Применение ситаллов определяется их свойствами, но некоторые физико-механические характеристики варьируют в зависимости от технологии безметалловых конструкций.

Ситаллы были предложены для применения при протезировании переднего отдела зубных рядов искусственными коронками и мостовидными протезами небольшой протяженности. Их отличает биологическая инертность, высокая прочность, твердость. Главный серьезный недостаток ситаллов, сдерживающий продвижение этой группы материалов в стоматологической практике, — одноцветность массы и возможность коррекции цвета только нанесением на поверхность протезов эмалевого красителя.

Из отечественных ситалловых материалов, применявшихся в стоматологической практике, можно отметить следующее.

«Сикор» — стоматологический ситалл — предназначался для изготовления индивидуальных зубных коронок методом поочередного нанесения 3–4 слоев масс (базисная, дентинная, эмалевая, стеклянная) и их спекания в вакуумной электропечи. Набор стоматологического ситалла «Сикор» включал порошок 4 серий окраски А, В, С, D.

Стоматологический ситалл «Симет» предназначался для облицовки каркасов несъемных зубных протезов из стоматологических сплавов методом послойного нанесения масс различной цветности и прозрачности (базисная, дентинная, эмалевая и прозрачная — стеклянная) и последующего их спекания в муфельной печи при температуре 800 °С.

Известна группа биоситаллов, где ситаллы в сочетании с гидроксилapatитом применяются в качестве имплантатов для опоры зубных протезов.

В настоящее время продолжают работы по изучению и дальнейшему применению этой группы материалов в стоматологии.

3.3.6. Искусственные зубы

Уже много лет фарфор используется для создания искусственных зубов. Фарфоровые зубы предназначены для установки в базисе съемных зубных протезов и используются при замещении отсутствующих естественных зубов.

Эти зубы изготавливают фабричным способом. Они имеют различные стандартные оттенки и форму. Индифферентны к биологическим тканям, устойчивы к кислотам и щелочам, нерастворимы в ротовой жидкости и не оказывают раздражающего действия на ткани слизистой оболочки полости рта. Фарфоровые зубы не образуют связи с акриловыми полимерами базиса протеза, поэтому они фиксируются в нем только механически.

Выпускаются фарфоровые зубы гарнитурами различных размеров и формы. Искусственные зубы из фарфора заводского производства подвергаются обжигу по специальному режиму. Сырье, приготовленное из различных компонентов для фарфоровых масс, называют шихтой. Введением в состав шихты легкоплавких добавок (флюсов), к которым относятся борная кислота,

карбонат лития, окись магния и карбонат натрия, регулируют температуру плавления. Процесс обжига шихты называется фриттованием (плавлением), а получаемый при спекании продукт — фриттой. Из фритты путем добавления пластификаторов (крахмальный клейстер, красители и др.) готовят формовочную массу для получения искусственных зубов из фарфора в заводских условиях.

3.3.7. Керамические материалы для безметалловых протезов

Сочетание двух типов конструкционных материалов — металла и керамики, различающихся по своей природе, уже не может конкурировать с однородными керамическими материалами, керамическими протезами на основе диоксида циркония, оксида алюминия в воспроизведении естественных параметров соотношения прозрачности и непрозрачности естественных зубов. Уже сегодня в Западной Европе наблюдается резкий спад количества изготовления протезов на металлической основе. Объединение стоматологов Германии провело оценку результатов изготовления цельнокерамических вкладок, накладок и коронок для более чем 1000 пациентов. Основная причина выбора керамики для изготовления зубных протезов — отсутствие в них металлической основы. Пациенты в большинстве случаев уверены в том, что отсутствие металлов в полости рта гарантирует успех стоматологического лечения, чему в немалой степени способствовали многочисленные публикации, посвященные результатам исследования коррозионных свойств и биосовместимости металлов в сравнении с керамическими материалами. Другая причина — использование минимально инвазивных методов обработки твердых тканей при изготовлении безметалловых конструкций, что определяется превосходными свойствами материалов и применением техники адгезивной фиксации.

Немаловажный фактор также — прекрасные эстетические характеристики цельнокерамических протезов, которые по своему цвету и блеску неотличимы от натуральных зубов. Кроме того, использование технологии CAD/CAM позволяет осуществлять изготовление вкладок или коронок, а также их фиксацию за одно

посещение, что удобно как для пациента, так и для врача-стоматолога.

Исследования показали, что спрос на безметалловые протезы растет для всех возрастных групп пациентов: молодых людей привлекает возможность максимального сохранения здоровых тканей зуба; людей в возрасте до 40 лет — превосходное сочетание биосовместимости и эстетического совершенства; людей старше 40 лет — возможность изготовления протеза за одно посещение при использовании технологии CAD/CAM.

Несмотря на то что система CAD/CAM «принята на вооружение» врачами-стоматологами совсем недавно, впервые эту концепцию отдельные ученые-исследователи стали изучать еще 40 лет назад. Разработка системы CAD/CAM для стоматологических целей была начата еще в 1970 г. профессором F. Duret из Франции, Bruce Altshuler из Соединенных Штатов и Mormann и Brandestini из Швейцарии. Исследования профессора Mirmann привели к созданию CAD/CAM-системы Cerec 1 (Sirona, Bensheim, Германия). Cerec 1 была первой системой, вышедшей на рынок стоматологической продукции, и успешно применяется в стоматологических клиниках. CAD/CAM (Computer Assisted Design / Computer Aided Manufacturing) — за этим сокращением может скрываться «коренной перелом» в работе зубных техников, который подразумевает:

- активное использование компьютеров со специализированным программным обеспечением на стадии «проектирования» зубного протеза;
- применение автоматизированных фрезеровальных центров на стадии изготовления каркасов мостов.

Такой подход освобождает зубных техников от многих рутинных процедур, позволяя им максимально проявить себя в творческой работе, которая практически не поддается автоматизации: в превращении безликих каркасов в «живые зубы». Или, как сформулировал это доктор Edward McLaren в интервью американскому журналу Dental Practice: «Многие зубные техники боятся, что применение компьютеров и автоматизированных систем оставит их без работы, но это не так. Наоборот, использование CAD/CAM-технологий даст возможность более

творчески подходить к работе, не отвлекаясь на технологические аспекты».

Использование CAD/CAM в зуботехнической лаборатории — это магистральный путь развития отрасли применительно к созданию высокоэстетичных и качественных цельнокерамических коронок и мостов. На международных выставках представлено множество систем, в которых с теми или иными различиями реализована CAD/CAM-технология. С чем связан такой большой интерес производителей к этой отрасли? Похоже, что ответ кроется в успешном внедрении материала, условно именуемого «цирконием». Характеристики новых материалов и адгезивов позволяют уже сегодня говорить об их универсальности, т.е. о возможности замены протезов любого типа на безметалловые. Вместе с тем было бы абсолютно неправильно ограничивать возможности технологий CAD/CAM изготовлением только цельнокерамических реставраций. Современные CAD/CAM-системы позволяют изготавливать имплантаты и индивидуальные головки к ним, «анатомические» реставрации и каркасы из титана и полимеров.

3.3.8. Основные свойства диоксида циркония и оксида алюминия

Как минерал, цирконий известен со времен античности. Диоксид циркония (ZrO_2) был выделен немецким химиком Мартином Клапротом в 1789 г. В медицине применялся для изготовления протезов тазобедренных суставов. Диоксид циркония, модифицированный иттрием, абсолютно биоинертен, светопрозрачен на 40%, обладает оптическими эффектами, как у твердых тканей зуба. Материал обладает низкой теплопроводностью.

Появление в стоматологической практике оксида алюминия и в большей степени оксида циркония, совпавшее по времени с повышением требований пациентов к эстетике, провоцировало бурный рост этой отрасли. Оксид циркония, который применяется практически во всех коммерческих CAD/CAM-системах, стабилизирован оксидом иттрия. Эта добавка существенно повышает прочностные свойства материала.

В некоторых системах используется своя «версия» материала, начиная с небольшого количества «присадок» для придания

нужного спектра свойств и заканчивая материалом Vita In-Ceram, в котором циркония 32–35% и почти 2/3 оксида алюминия. Диоксид циркония — керамический материал выбора для изготовления протяженных конструкций и протезирования в боковом отделе зубного ряда, безопасная и надежная альтернатива сплавам для литья при изготовлении коронок и мостовидных протезов с опорой на имплантаты, а также изготовления головок имплантатов. Мелкодисперсная структура и химический состав материала (0,3–0,5 мкм) придают ему высокую прочность на изгиб (в среднем 1120 МПа) и сопротивляемость разрушению (6–9 МПа/м). Высокая прочность диоксида циркония означает, что он может применяться в тех отделах полости рта, где решающим фактором является прочность конструкций. Толщина колпачков из диоксида циркония составляет 0,4–0,7 мм в зависимости от зоны протезирования. Можно выбрать различные оттенки материала.

Диоксид циркония отвечает следующим требованиям и стандартам:

- содержание железа в окрашенном диоксиде циркония находится в диапазоне, указанном в стандарте ISO 13356:1997 «Implants for Surgery — Ceramic Materials Based on Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia (Y — TZP)»;
- уровень радиоактивности, прочность на изгиб и химическая растворимость соответствуют стандарту ISO 6872:1995;
- цитотоксичность в условиях *in vitro* в соответствии со стандартом «Biological evaluation of medical devices — Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity» (ISO 10993-5:1999).

Очевидные достоинства этого материала, определившие его популярность:

- прочность;
- биосовместимость;
- отсутствие металлического каркаса.

Однородность материалов и промышленные процессы производства гарантируют высокое качество продукции, обеспечивающее долговременную клиническую эффективность. С этим связаны увеличенные гарантийные сроки компаний-производителей.

Оксид алюминия прекрасно подходит для протезирования в эстетически значимой зоне благодаря его превосходным оптическим свойствам. Эффективность и долгосрочный клинический успех применения оксида алюминия клинически доказаны. Колпачки изготавливаются из порошка Al_2O_3 высокой очистки. Это обеспечивает высокую прочность материала на изгиб (600–700 МПа). Толщина колпачков из оксида алюминия может быть от 0,4 до 0,6 мм с различными вариантами оттенков для протезирования как одиночных коронок, так и мостовидных протезов протяженностью до 4 единиц.

Оксид алюминия отвечает следующим требованиям и стандартам:

- уровень радиоактивности, прочность на изгиб и химическая растворимость соответствуют стандарту ISO 6872:1995;
- цитотоксичность в условиях *in vitro* в соответствии со стандартом «Biological evaluation of medical devices — Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity» (ISO 10993-5:1999).

Тестовые задания

1. Стоматологический фарфор получают из:

- 1) полевого шпата;
- 2) кварца;
- 3) каолина;
- 4) верно 1 и 2;
- 5) верно 1, 2 и 3.

2. Конструкционными материалами в ортопедической стоматологии являются:

- 1) гипс;
- 2) воск;
- 3) оттисковые массы;
- 4) керамические массы;
- 5) верно 1 и 2.

3. Фарфоровая масса для металлокерамики включает в себе:

- 1) грунтовую, дентинную и эмалевую массу;

- 2) грунтовую и эмалевую массу;
- 3) грунтовую и дентинную массу.

4. Температура плавления низкотемпературного фарфора:

- 1) от 1300 до 1371 °С;
- 2) от 1090 до 1260 °С;
- 3) 870 до 1066 °С.

5. Тугоплавкий высокотемпературный фарфор обычно используется для изготовления:

- 1) искусственных зубов для съемных протезов;
- 2) искусственных коронок;
- 3) вкладок.

Ответы на вопросы

1. Верно 5.
2. Верно 4.
3. Верно 1.
4. Верно 3.
5. Верно 1.

Глава 4

Вспомогательные материалы

4.1. ОТТИСКНЫЕ МАТЕРИАЛЫ. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ОТТИСКНЫХ МАТЕРИАЛОВ. КЛАССИФИКАЦИЯ. ТРЕБОВАНИЯ

4.1.1. Историческая справка

Впервые в качестве оттискового материала был предложен воск еще в XVIII в. Недостатки, присущие воску, заставили изыскивать более совершенные материалы. В 1840 г. в качестве нового оттискового материала для полости рта был предложен гипс, а в 1868 г. американский ученый Стенс разработал первый термопластический оттисковой материал, названный впоследствии его именем. Более 100 лет в арсенале стоматологов находятся термопластические массы, однако в последние годы совершенствованию этих материалов уделялось явно недостаточное внимание по той причине, что усилия ученых были направлены на создание и внедрение новых эластических материалов. Гипс и стенс долгие годы оставались универсальными материалами для оттисков до момента разработки эластических оттисковых масс, которые у нас в стране внедрены в 1954 г. Одними из первых эластических масс были альгинатные материалы.

Широкое распространение зарубежных структурирующихся альгинатных оттисковых масс относится к началу 40-х годов про-

шлого столетия. Первая группа материалов на основе альгинатов представляла собой комплект, состоящий из вязкого альгината натрия и многокомпонентного порошка. Затем были созданы материалы в виде порошка и пасты. В настоящее время наиболее распространенные и более совершенные альгинатные материалы выпускаются в виде многокомпонентного порошка, к которому добавляется вода. Силиконовые материалы стали одними из первых полимерных оттисковых материалов. Они появились в 1950-х годах после открытия силиконовых смесей холодной полимеризации. По своей химической природе это кремнийорганические полимеры.

Хронологическое появление оттисковых материалов

1. Твердые материалы (необратимые):
 - гипс (1840 г.);
 - цинк-оксид-эвгеноловые (1935 г.) и гваяколовые (1887 г.).
2. Твердые материалы (обратимые):
 - воск (1756 г.);
 - гуттаперча (1842 г.);
 - термопластические массы (1868 г.).
3. Эластические гидроколлоидные:
 - обратимые — агаровые материалы (1925 г.);
 - необратимые — альгинатные материалы (1940 г.).
4. Эластические (резиноподобные, полимеризующиеся, эластомеры):
 - полисульфидные (1950 г.);
 - силиконовые (1956 г.);
 - С-силиконы (1960 г.);
 - полиэфирные (1970 г.);
 - на основе винилполисилоксана — А-силиконы (1976).

Оттисковые материалы применяются в стоматологии для точного негативного отображения тканей полости рта (протезного ложа). Успех съемной или несъемной конструкции протеза в большой степени зависит от точности (детальности) дублирования поверхности протезного ложа. Сложная лабораторная технология изготовления протеза, если она в самом начале работы основана на ошибочных данных (неточное снятие оттиска),

приводит затем к нежелательному конечному результату. Таким образом, знание врачом особенностей работы с оттисковыми материалами и их свойствами — обязательное условие качественного протезирования.

В настоящее время для получения оттисков используют различные виды оттисковых материалов, которые делят на твердые, эластичные и термопластичные.

Оттисковые материалы должны отвечать определенным требованиям.

1. *По отношению к тканям протезного поля и организму в целом:*

- безвредность (биосовместимость);
- отсутствие взаимодействия с тканями и жидкостями полости рта; отсутствие прилипания к тканям;
- удовлетворительные органолептические свойства (отсутствие неприятного вкуса, запаха).

2. *Удобство в работе:*

- легкое и непродолжительное замешивание с обеспечением однородности и отсутствием пористости;
- адекватное рабочее время и время отверждения;
- удобство внесения материала в оттисковую ложку и далее в полость рта.

3. *Соответствие определенным физико-химическим и механическим показателям:*

- заданная вязкость в зависимости от вида оттиска;
- тиксотропность;
- гидрофильность;
- эластичность и механическая прочность после полимеризации;
- минимальная остаточная деформация;
- минимальная усадка;
- точность воспроизведения деталей поверхности;
- устойчивость к дезинфицирующим растворам;
- отсутствие взаимодействия с материалом модели (гипсом) при ее отливке;
- стойкость к изменениям окружающей среды.

А также:

- экономичность;
- дешевизна самого материала;
- дешевизна вспомогательных устройств, их простота и ограниченное количество.

4.1.2. Твердые оттисковые материалы.

Химический состав. Показания к использованию.

Технология применения. Свойства

К этой группе отнесены гипс и цинк-оксид-эвгеноловые пасты.

Гипс — кристаллизующийся материал, занимает ведущее место в группе вспомогательных материалов, применяемых в ортопедической стоматологии. Им пользуются почти на всех этапах протезирования. Его применяют:

- для получения оттиска;
- для получения модели челюсти, маски лица;
- в качестве формовочного материала;
- при паянии;
- для фиксации моделей в окклюдаторе (артикуляторе) и кювете.

Гипс для стоматологической практики получают в результате обжига природного гипса. Известно множество разновидностей гипса, выпускаемого для ортопедической стоматологии. В соответствии с требованиями международного стандарта по степени твердости выделяют пять классов гипса:

- I — мягкий, используется для получения оттисков;
- II — обычный, используется для наложения гипсовых повязок в общей хирургии (данный тип гипса в литературе иногда обозначается термином «медицинский гипс»);
- III — твердый, используется для изготовления диагностических и рабочих моделей челюстей в технологии съемных зубных протезов;
- IV — сверхтвердый, используется для получения разборных моделей челюстей;
- V — особо твердый, с добавлением синтетических компонентов. Этот вид гипса обладает увеличенной поверх-

ностной прочностью. Для замешивания требуется высокая точность соотношения порошка и воды. Так, материал на основе синтетического α -полугидрата сульфата кальция характеризуется очень низким расширением при затвердевании, что обеспечивает получение точных рабочих моделей.

Особое значение при работе со стоматологическим гипсом имеют соли-катализаторы. Они обычно ускоряют процесс схватывания гипса. Наиболее эффективны такие ускорители, как сульфат калия или натрия, хлорид калия или натрия. При увеличении концентрации свыше 3% они, наоборот, замедляют схватывание. Наиболее часто в стоматологических кабинетах применяли в качестве ускорителя 2–3% раствор поваренной соли. Ингибиторы затвердевания гипса — сахар, крахмал, глицерин.

Полуводный стоматологический гипс обладает значительной гигроскопичностью. Поглощая атмосферную влагу, он насыщается, и время схватывания его становится короче, а твердость — ниже. Поэтому рекомендуется хранить гипс в хорошей упаковке (металлических бочках, плотных бумажных мешках), желательно в сухом и теплом месте.

Длительное хранение гипса даже без доступа влаги делает его непригодным, так как гипс слеживается в комки, а иногда вообще не схватывается. Объясняется это тем, что полугидрат — нестойкое соединение, между его частицами происходит перераспределение воды, в результате чего образуется более устойчивое соединение — дигидрат-ангидрид.

Тот факт, что гипс долгое время был основным материалом для оттисков, объясняется, во-первых, отсутствием альтернативных масс. Во-вторых, он был доступен и дешев. Кроме того, к достоинствам гипса следует отнести то, что он позволяет получать четкий отпечаток поверхности тканей протезного ложа, безвреден, не обладает неприятным вкусом и запахом, практически не дает усадки, а, наоборот, имеет небольшой коэффициент расширения, не растворяется в слюне, не набухает при смачивании водой и легко отделяется от модели при употреблении простейших разделительных средств (вода, мыльный раствор и др.).

Но наряду с положительными качествами гипс имеет ряд недостатков, в результате чего за последние годы он почти полностью вытеснен другими материалами. В частности, гипс хрупок, что часто приводит к поломке оттиска при выведении из полости рта. При этом мелкие детали его, заполняющие пространство между зубами, нередко теряются. Этот недостаток гипса особенно проявляется в случаях, когда имеет место дивергенция и конвергенция зубов, их наклон в язычную или щечную стороны, а также при заболеваниях пародонта, когда внеальвеолярная часть зубов увеличивается.

Кроме того, гипсовый оттиск с трудом, путем раскалывания на фрагменты, выводится из полости рта, плохо отделяется от гипсовой модели, не дезинфицируется. Поэтому гипс, особенно сверхтвердых сортов, гораздо чаще применяется как вспомогательный материал, в основном при получении моделей челюстей.

К твердым оттискным материалам относятся также цинк-оксид-эвгеноловые пасты, которые выпускаются в виде основы и катализатора. Основная паста содержит окись цинка и инертные масла. В состав пасты-катализатора входят:

- гвоздичное масло (эвгенол) — 15%;
- канифоль и пихтовое масло — 65%;
- наполнитель (тальк или белая глина) — 16%;
- ускоритель (хлористый магний) — 4%.

Обе пасты смешиваются в равном соотношении. Материал предназначен для получения функциональных оттисков. Он дает четкий детальный отпечаток слизистой оболочки, хорошо прилипает к индивидуальной ложке, достаточно легко отделяется от модели. Благодаря своим водопоглощающим свойствам материал абсорбирует воду с поверхности тканей полости рта при снятии оттиска и обеспечивает получение достаточно точного отпечатка.

Однако при всех своих достоинствах цинк-оксид-эвгеноловые пасты при выведении из полости рта могут деформироваться или крошиться. Поэтому они вытесняются эластическими оттискными материалами и находят основное применение только в качестве временного фиксирующего материала для несъемных зубных протезов.

4.1.3. Эластические оттисковые материалы.
Классификация. Химический состав.
Показания к использованию. Технология
применения. Свойства

Эта группа включает несколько подгрупп материалов для оттисков:

- альгинатные;
- силиконовые (полисилоксаны);
- полисульфидные (тиоколовые);
- полиэфирные.

Последние три подгруппы объединяются понятием «синтетические эластомеры».

Альгинатные оттисковые материалы. Материалы этого типа завоевали прочное место в стоматологической практике и способствовали значительному сокращению применения гипса в качестве оттискового материала. Исключительно богатое разнообразие альгинатных материалов, применяемых в современной клинической стоматологии, свидетельствует о большом их практическом значении.

Основу всех альгинатных оттисковых материалов составляют натриевая соль альгиновой кислоты и соли поливалентных металлов (обычно кальция), которые при добавлении воды взаимодействуют между собой и образуют нерастворимый гель альгината кальция. Для улучшения качества альгинатных оттисковых материалов — повышения эластичности, жесткости, уменьшения клейкости и усадки — применяются различные модификаторы (вещества, позволяющие придать оттисковому материалу новые свойства). Пример применения модификатора — добавление в материал 2% триэтаноламина, что придает материалу гомогенность при замешивании. Кроме того, оттисковая масса достаточное время остается пластичной.

В настоящее время альгинатные оттисковые материалы выпускаются в виде порошка, упакованного в банки или пакеты. При смешивании с водой в определенной пропорции они образуют пластичную массу, которая в результате необратимой реакции структурируется и приобретает упругоэластичные свойства. При транспортировке материал уплотняется.

Альгинатные материалы гигроскопичны, поэтому их следует хранить плотно закрытыми. Соблюдение соотношения порошка и воды при замешивании материала, рекомендуемое производителями, очень важно. Избыток воды приводит к размягчению материала слюной, что ухудшает качество оттиска, а при уменьшенном количестве не позволяет добиться однородного состояния материала при замешивании.

Для получения однородной оттисковой массы порошок необходимо зачерпывать мерной ложкой, не уплотняя его, а после этого налить отмеренную ложку воды в колбу с порошком. Замешивание оттисковой массы проводится в течение 30–45 с. Время затвердевания в полости рта 2–5 мин.

Поверхность оттиска сглаживается (смачивается) небольшим количеством воды. Для всех материалов рекомендуется отливать модель сразу же или не позже, чем через 10–15 мин. Некоторые оттисковые массы можно сохранять в течение нескольких часов при влажности около 90% (более точно указано в инструкции завода-изготовителя).

В состав альгинатных материалов иногда добавляют и цветные индикаторы, меняющие свой цвет в процессе химической реакции. Такая возможность возникает в связи с тем, что при структурировании изменяется рН оттискового материала от 12,0 до 8,2. Поэтому при добавлении, например, фенолфталейна и его аналогов в процессе структурирования происходит изменение цвета альгинатной массы.

Выделяют два условных цветовых перехода, которые служат ориентиром для врача. При смешивании с водой порошок (в сухом виде белого цвета) окрашивается в фиолетовый цвет. Затем масса плавно обесцвечивается и становится розовой при $\text{pH} = 9,3$. Это первый цветовой переход, за время которого врач должен тщательно замешать материал до однородного состояния. Розовый цвет постепенно теряет свою яркость, и масса вновь становится белой. В этот период материал необходимо поместить в оттисковую ложку, распределить в ней, смочить поверхность водой и ввести в полость рта. Впоследствии белый цвет массы сохраняется постоянно.

К достоинствам альгинатных оттисковых материалов необходимо отнести высокую эластичность, хорошее воспроизведение рельефа мягких и твердых тканей полости рта, простоту применения.

Основными их недостатками можно считать отсутствие прилипания к оттисковым ложкам и некоторую усадку, наступающую из-за потери воды через несколько минут после получения оттиска.

Силиконовые оттисковые материалы появились в стоматологии в 1950-е годы. Сейчас они вошли в пору расцвета, являясь бесспорными лидерами среди современных оттисковых масс. Они созданы на основе кремнийорганических полимеров — силиконовых каучуков.

В большинстве своем силиконовые оттисковые материалы предназначены для получения двойных оттисков. Выпускаются в виде двух паст — основной и катализаторной. В качестве катализатора может также использоваться жидкость, прилагаемая к основной пасте.

Силиконовые оттисковые материалы по своей химической структуре делятся на винилполисилоксаны (А-силиконы) и конденсационные силиконы (С-силиконы).

В *винилполисилоксанах* — А-силиконах — используется принцип «отверждения по реакции присоединения» в отличие от материалов, отверждаемых конденсацией (С-силиконы), которые дают усадку в результате испарения побочных продуктов. В то же время винилполисилоксаны сохраняют стабильность размеров.

А-силиконы гидрофобны по своей химической сущности — они представляют собой аполярные углеводородные цепочки, но с помощью подходящих молекул они могут превратиться в гидрофильные. Эти материалы разработаны для повышения предела прочности, сопротивления разрыву и упругого восстановления. А-силиконы практически не имеют ограничений относительно дезинфицирования и совместимы с большинством материалов для изготовления моделей. Из всех видов оттисковых материалов только А-силиконы включают в себя материалы всех типов

вязкости, что объясняет рост популярности применения именно этих материалов среди практикующих врачей-стоматологов.

С-силиконы — конденсационные силиконы. Базисный компонент категории конденсационных силиконов состоит из масляного полидиметилсилоксана с концевыми гидроксигруппами и такими наполнителями, как диатомит, TiO_2 и ZnO . Также базисный компонент содержит тетрафункциональные алкоксиланы, которые в присутствии такого катализатора, как дибутилдилаурат или октоат цинка, вступают в реакцию с гидроксигруппами, отщепляя конденсат (обычно спирт) и вызывают сшивание. После отверждения последующее неизбежное испарение спирта приводит к усадке материала. Также одна из проблем работы с С-силиконами — сложное получение правильных пропорций отдельных компонентов при смешивании вручную. Это может вызвать изменение рабочего времени, а также времени схватывания материала, тем самым косвенно влияя на качество оттиска.

Известно, что усадка силиконовых материалов невелика, она начинается с момента смешивания основной пасты с катализатором и сшивагентом и обусловлена процессом вулканизации полиметилсилоксана.

Однако начальная усадка не имеет значения, так как материал тесно контактирует с твердыми тканями в полости рта и находится в оттисковой ложке. Следует помнить, что при замешивании двух паст руками в резиновых (латексных) перчатках сера из них может попадать в силиконовый материал и снижать активность катализатора. В результате — замедление или полное отсутствие затвердевания пасты. Поэтому необходимо смачивать перчатки водой либо слабым раствором дезинфицирующего средства.

Полиэфирные оттисковые материалы. Полиэфир — это гидрофильный оттисковый материал, отверждаемый благодаря катионоактивной полимеризации с раскрытием кольца. Полиэфирные материалы намного превосходят А- и С-силиконы. У них отличные механические свойства, упругое восстановление формы и практически отсутствует усадка. К основным преимуществам относится гидрофильность, уникальные свойства текучести и особенности отверждения.

Благодаря своим гидрофильным макромономерам полиэфир демонстрирует высокие показатели текучести, которые также объясняют сильную начальную адгезию полиэфирного оттиска к тканям при извлечении. Триглицериды отвечают за эти особые характеристики текучести, которые обеспечивают оптимальное увлажнение поверхности после нанесения материала. Неорганические наполнители дают высокую упругость оттиска и способствуют стабильности размеров после извлечения полиэфирного материала.

Данный вид материала обычно применяется в форме пасты средней консистенции (основной и катализаторной). Основная паста представляет собой полиэфир с умеренно низким молекулярным весом и этиленовыми кольцами в качестве концевых групп. Наполнителем является кремнезем, пластификаторами — гликольэтерфталат. Катализаторная паста содержит 2,5-дихлорбензенсульфонат в качестве сшивагента, а также наполнитель. Отдельная туба включает пластификатор — октилфталат и около 5% метилцеллюлозы в качестве наполнителя.

В основную и катализаторную пасты могут добавляться красители. Полиэфирные пасты также могут быть высокой и низкой вязкости.

Пасты низкой вязкости применяют для получения функциональных оттисков с использованием индивидуальной оттисковой ложки, а также для однослойных оттисков при протезировании несъемными конструкциями. Материал высокой и средней вязкости применяется в качестве основы для получения двухслойных оттисков.

Рабочее время, включая смешивание, составляет около 180 с, позволяет заполнить оттисковым материалом шприц, распределить оттисковой материал в оттисковой ложке, нанести массу с помощью шприца на отпрепарированные зубы и фиксировать оттисковую ложку в полости рта. Время структурирования материала (с начала смешивания) составляет 5,5–6 мин.

Полисульфидные (тиоколовые) оттисковые материалы. Эта группа оттисковых материалов также относится к эластомерам. Материалы изготавливаются на основе многофункциональных меркаптанов (полисульфидного каучука). Благодаря находящейся

ся в отвердителе окиси цинка начинается реакция поликонденсации. Содержащаяся в материале сера резко активизирует эту реакцию и, к сожалению, является причиной резкого неприятного запаха, который не поддается нейтрализации даже при использовании сильных ароматизаторов. Результат реакции — быстрое возрастание молекулярного веса и превращение пасты в каучук. Несмотря на получение каучука уже через 10 мин, реакция продолжается еще несколько часов. Заметной деформации оттиска при его выведении препятствует сшивка материала. Наиболее активный ингредиент катализаторной пасты — двуокись свинца — всегда присутствует в ней с некоторым количеством окиси магния. Отбеливающие агенты бессильны замаскировать черный цвет двуокиси свинца. Поэтому полисульфидные пасты имеют оттенки от темно-коричневых до серо-коричневых.

В качестве заменителей двуокиси свинца могут использоваться другие окислители, например гидроокись меди или органические перекиси, которые придают массе зеленый цвет. Полисульфидные оттискные материалы выпускаются в комплектации паста–паста. По устойчивости к деформации они превосходят С-силиконы. Однако их эластичные свойства гораздо ниже, чем у А-силиконовых и полиэфирных оттискных масс, а высокая липкость мешает работе. Эти недостатки привели к тому, что полисульфиды не нашли широкого применения в клинике. Выпускаются они в виде двух паст, помещенных в тубы. Смешивая их, в результате реакции полимеризации получают резиноподобный материал.

Преимущества полисульфидных оттискных масс:

- дают возможность получать рельеф на сильно увлажненных поверхностях;
- точность воспроизведения деталей;
- легкость извлечения из полости рта;
- отличная адгезия к оттискной ложке;
- обладают хорошей прочностью на разрыв.

Недостатки:

- неприятный вкус, неприятный запах за счет образования сероводорода;

- необходимость отливки модели в течение одного часа;
- легко деформируются при транспортировке, повторных отливках;
- обладают повышенной липкостью, которая мешает в работе;
- длительное время затвердевания в полости рта — 7–10 мин.

Для ускорения затвердевания в момент замешивания можно добавлять воду, так как вода для этого материала является катализатором.

Материал также выгоден и тем, что при необходимости уточнения каких-либо особенностей рельефа тканей протезного ложа к уже полученному оттиску можно добавлять свежую порцию материала и проводить его коррекцию, вводя оттиск в полость рта.

4.1.4. Термопластические оттисковые материалы. **Химический состав. Показания** **к использованию. Технология применения.** **Свойства**

Особенности этой группы оттисковых материалов — их размягчение и сохранение пластичности при температуре 30–50 °С. При этом они легко формируются при температуре полости рта. Твердеют термопластические оттисковые массы при комнатной температуре, при многократном температурном воздействии могут терять пластичность.

Достоинства:

- у этих материалов пролонгированная фаза пластичности, что позволяет проводить функциональные пробы;
- постоянная консистенция на протяжении всего времени снятия оттиска;
- равномерное распределение давления по всей поверхности тканей;
- возможность неоднократного введения оттиска в полость рта и его коррекции за счет соединения между слоями материала.

Недостатки:

- возможно деформирование при выведении из полости рта;
- возможность ожога слизистой оболочки при неправильном разогреве материала.

Материалы не поддаются химической стерилизации (при воздействии антисептиком стерилизуется только поверхность материала).

Данные оттискные материалы подразделяются на два типа. Первый тип — низкотемпературные материалы, размягчающиеся при температуре 50–60 °С, окрашены в зеленый, красный, серый цвета. Применяются для получения функциональных и компрессионных оттисков. Второй тип — высокотемпературные материалы, размягчающиеся при температуре выше 70 °С, окрашены в белый или черный цвета. Относительно плотные и прочные материалы, поэтому могут служить базисом для других оттискных материалов.

Основой большинства из них служат пчелиный воск, парафин, стеарин, модифицированные смолы (канифоль) и другие материалы природного и синтетического происхождения. В качестве наполнителей используют инертные порошки, пемзу, мел, тальк, окись цинка, этилцеллюлозу. Наполнители уменьшают клейкость массы при размягчении, усадку, обеспечивают необходимую консистенцию материала.

Теплопроводность материала низкая, поэтому нагревание и охлаждение требуют соответствующего времени. С учетом этого данный материал выпускают в виде пластин (толщиной около 5 мм) или в форме палочек или дисков. При недостаточном прогреве массы, вследствие непрочной связываемости компонентов, крупинки наполнителя мигрируют на поверхность оттиска. Перегрев оттискной массы вызывает появление липкости, в связи с чем возникают затруднения в работе. Лучше всего разогревать материал в горячей воде, масса при этом равномерно прогревается. Вода действует как пластификатор, поэтому массу необходимо хорошо разминать.

Материалы не поддаются химической стерилизации (при воздействии антисептиком стерилизуется только поверхность материала).

Тестовые задания

1. Двуслойный оттиск получают при помощи масс:
 - 1) альгинатных;
 - 2) твердокристаллических;
 - 3) силиконовых;
 - 4) термопластических;
 - 5) воска.

2. Поливинилсилоксановые оттискные материалы относятся к:
 - 1) термопластическим;
 - 2) твердым;
 - 3) эластическим;
 - 4) гидроколлоидным;
 - 5) твердокристаллическим.

3. Один из недостатков альгинатных оттискных материалов:
 - 1) пластичность;
 - 2) эластичность;
 - 3) токсичность;
 - 4) усадка;
 - 5) длительное время схватывания.

4. Группы оттискных материалов:
 - 1) термопластические;
 - 2) эластические;
 - 3) полимеризующиеся;
 - 4) верно 1 и 2;
 - 5) верно 1, 2 и 3.

5. Для получения функциональных оттисков используют массы:
 - 1) термопластические;
 - 2) воск;
 - 3) силиконовые;
 - 4) самотвердеющие пластические;
 - 5) верно 1 и 3.

6. Оттискная масса должна обладать свойствами:

- 1) быть безвредной;
- 2) не давать усадку до отливки модели;
- 3) давать точный отпечаток протезного ложа;
- 4) легко вводиться и выводиться из полости рта;
- 5) верно 1–4.

7. Недостатки альгинатных оттискных материалов:

- 1) плохая прилипаемость к оттискной ложке;
- 2) эластичность;
- 3) токсичность;
- 4) высокая усадка;
- 5) верно 1 и 4.

Ответы на вопросы

- | | |
|-------------|-------------|
| 1. Верно 3. | 5. Верно 5. |
| 2. Верно 3. | 6. Верно 5. |
| 3. Верно 4. | 7. Верно 5. |
| 4. Верно 4. | |

4.2. МОДЕЛИРОВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

4.2.1. Стоматологические восковые моделировочные материалы. Химический состав. **Классификация**

Восками называют различные органические вещества, обладающие сходными с пчелиным воском физическими свойствами. Воски — жироподобные аморфные вещества с температурой плавления 40–90 °С. По химическому составу это высшие предельные углеводороды жирного ряда, их одноатомные спирты и сложные эфиры высших эфирных кислот. Воски могут содержать все указанные вещества в свободном состоянии, но чаще в виде соединений, называемых эфирами. Эфиры образуются в результате взаимодействия спиртов с кислотами. Воски хорошо растворяются в бензине, хлороформе, бензоле и эфирных маслах. Относительная плотность их меньше 1, т.е. они легче воды.

При слабом нагревании они хорошо размягчаются, приобретая высокую степень пластичности. При дальнейшем повышении температуры они легко переходят в жидкое состояние, а затем сгорают без остатка с минимальной зольностью, что важно для процессов литья.

Наиболее распространенная классификация восков построена с учетом их происхождения. Воски подразделяют на следующие группы:

- растительные (пальмовый или карнаубский воск), травяной (канделильский воск), плодовый (японский);
- минеральные (буроугольный и торфяной, дистилляционный — парафин) и ископаемые воски (озокерит, церезин, монтанный воск);
- синтетические — этиленовые и полиизобутиленовые смолы;
- животные — пчелиный воск или китайский, стеарин, ланолин, спермацет.

Пчелиный воск — наиболее распространенное вещество, входящее в группу моделировочных материалов. Вырабатывается воск восковыделительными железами пчел в период медоношения.

Свойства пчелиного воска. При комнатной температуре воск представляет собой твердое вещество желтоватого цвета, с приятным медовым запахом. На изломе воск имеет зернистое строение. Плотность очищенного воска $0,95\text{--}0,97\text{ г/см}^3$, температуру размягчения $37\text{--}38\text{ }^{\circ}\text{C}$, температура плавления $62\text{--}64\text{ }^{\circ}\text{C}$. Большой температурный интервал от начала размягчения до плавления — это то положительное свойство, которое сделало возможным использование воска для создания пластичных моделировочных композиций. При охлаждении твердость воска повышается, а при низких температурах он становится хрупким. Кипит воск при температуре $236\text{ }^{\circ}\text{C}$. При различных температурах коэффициент линейного расширения воска разный, что сказывается при изготовлении деталей, требующих большой точности. Это одно из отрицательных свойств восков. Так, коэффициент линейного расширения при нагревании от 6 до $30\text{ }^{\circ}\text{C}$ равен $0,0003$.

Пчелиный воск хорошо растворяется в жирорастворителях: бензине, эфире, хлороформе, эфирных маслах, сероуглероде. В химическом отношении воск отличается инертностью. В чистом виде пчелиный воск в стоматологической практике не применяется. В ортопедической стоматологии воск используется в виде восковых смесей — композиций. Моделировочные материалы, содержащие пчелиный воск, отличаются повышенной пластичностью. Изменяя процентное соотношение воска в смеси, регулируют температуру ее размягчения и плавления.

Другим представителем животных восков является **стеарин** — продукт гидролиза животного жира. Это воскоподобный материал, который получают из говяжьего или бараньего сала путем разложения его на составные элементы: глицерин и жирные кислоты. Расщепление жиров на составные элементы производится методом гидролиза. Гидролиз жиров проводится водяным паром при давлении 10–12 атм. или химическим путем при действии катализатора — серной кислоты. Полученную смесь, состоящую из жирных кислот (стеариновой, пальмитиновой, олеиновой), подвергают перегонке при пониженном давлении. При перегонке отделяется более летучая олеиновая кислота, затем методом аффинажа раствором серной кислоты частично отделяют пальмитиновую кислоту, и остается стеарин. В состав его входят стеариновая, пальмитиновая и ряд других жирных кислот.

Чистый стеарин — твердое вещество, жирное на ощупь, на изломе имеет мелкозернистое строение. Плотность его 0,93–0,94 г/см³. Размягчение стеарина наступает при 50–55 °С, плавится он при температуре около 70 °С, кипит при 350 °С. Стеарин растворяется в бензине, хлороформе, обладает небольшой пластичностью (меньше, чем у пчелиного воска), легко крошится. При кипячении стеарина со щелочью образуется мыло. Стеарин, подкрашенный красителями, может использоваться для моделирования на гипсовых моделях, изготовления анатомических муляжей, моделирования деталей протезов. Чаще стеарин применяется в составе восковых смесей. Он вводится в них для уменьшения их пластичности, вязкости и улучшения обработки восковых образцов режущим инструментом, а также для повы-

шения температуры плавления, что необходимо в процессе моделирования мелких деталей зубных протезов.

Стеарин — составная часть искусственных термопластичных оттискных масс. Стеарин входит в состав жировой основы полировочных паст. Он ослабляет действие абразивных зерен, потому что обладает обволакивающей способностью. При этом полировка проходит более мягко, и паста дольше сохраняется на полируемой поверхности.

К синтетическим воскам относят этиленовые высокополимеры, продукты гидрирования парафина окисью углерода и полиизобутиленовые смолы. Эти восковые композиции принадлежат к группе полимерных материалов со стабильными физико-механическими свойствами — температурой плавления и размягчения. Синтетические воски вводятся в состав сложных восковых композиций, используемых для моделирования деталей, получаемых методом точного литья, для создания бюгельных протезов, так как имеют свойство сгорать без остатка в литейной форме.

Еще одно составляющее моделировочного воска — **канифоль**. Это прозрачная стекловидная хрупкая масса, представляющая собой в основном смесь смоляных кислот. Канифоль получают после отгонки водяным паром летучей естественной смолы, добываемой из сосны, или экстракцией бензином из ее корней. По способу получения различают два вида канифоли: подсочную (полученную из живицы) и экстракционную (полученную из осмола). Температура размягчения в зависимости от сорта 52–68 °С. Кроме канифоли применяют ее эфиры — глицериновый и пентаэритритовый.

Пентаэритритовый эфир — твердая хрупкая смола с температурой плавления 112–115 °С. Для повышения температуры размягчения и понижения кислотного числа канифоль переводят в соли — резинаты канифоли, обрабатывая ее окисями или гидроокислами металлов. При изготовлении зубопротезных восков используют кальциевый и цинковый резинат. Резинаты кальция подсочной канифоли имеют температуру плавления 135–140 °С. В зубопротезной практике канифоль и ее эфиры применяют в качестве компонентов оттискных масс и моделировочных восков. Канифоль повышает твердость массы и придает ей липкость.

В оттисковых массах канифоль заменяют эфирами, которые повышают температуру размягчения, уменьшают пластичность и способствуют исчезновению липкости, которая обуславливается присутствием канифоли. Канифоль входит в состав некоторых полировочных паст.

Минеральные воски. К ним относят буроугольные и торфяные (монтановый); нефтяные дистилляционные (парафин); ископаемые (озокерит и церезин) воски.

Нефтяные дистилляционные. Парафин. Получают его при перегонке нефти, а также из сланцев и каменного угля. В нефти парафина содержится от 4 до 6%. В химическом отношении парафин представляет собой смесь твердых предельных углеводородов. Из нефти парафин получают в процессе перегонки. После отделения бензина, керосина и легких смазочных масел остается мазут, в котором содержится большое количество парафина. Выделение чистого парафина из мазута производится путем отстаивания в подогретом состоянии при температуре плавления парафина. После отстаивания смесь охлаждают, парафин кристаллизуется. Твердый парафин, содержащий еще значительное количество масел, выбирают из отстойников и отжимают на специальных фильтропрессах под давлением 40–50 атм. Масла и керосин при отжатии «выпотевают». Оставшийся парафин подвергают рафинированию. Подогретый до температуры 75 °С парафин смешивают с концентрированной серной кислотой, затем обрабатывают щелочью и отбеливают глиной. В результате получается бесцветная твердая масса без запаха, вкуса, очень сходная по свойствам с воском.

Чистый парафин бесцветен, прозрачен, блестящего оттенка, не имеет вкуса и запаха, на изломе обладает мелкозернистым строением, слегка жирный на ощупь. В отличие от воска парафин менее вязок, уступает в пластичности. При использовании в качестве моделировочного материала хорошо соскабливается моделировочным инструментом. Плотность парафина 0,907–0,915 г/см³, температура плавления 42–56 °С. Парафин растворяется в эфире, бензине, частично в спирте, он имеет выраженное кристаллическое строение. От структуры кристаллов зависят его физические свойства. Когда п-парафины выкри-

сталлизовываются из расплава, они образуют гексагональную структуру. По мере охлаждения может идти рекристаллизация, и образуется ромбическая структура. Во время охлаждения парафина кристаллы могут отрываться друг от друга, причем в массе парафина образуются пустоты. Это явление приводит к осложнениям в производстве зуботехнического воска. У твердых парафинов ромбическая форма кристаллов, у мягких парафинов — гексагональная. Основная масса компонентов (углеводородов) парафина при температуре его применения находится в твердом состоянии (ромбическая структура). Но в нем всегда имеется немного жидкой фазы. Жидкие углеводороды (парафины изостроения) могут быть удалены путем гомогенизации парафина под вакуумом. Для производства зуботехнических восков наиболее приемлемым материалом является парафин, содержащий минимальное количество разных углеводородов и имеющий температуру плавления 54–58 °С, т.е. твердый парафин. Парафин обладает небольшой пластичностью, ломкостью, хорошо скоблится острым инструментом. Это основной компонент восковых смесей для изготовления базисов протезов на этапе моделирования.

Ископаемые воски. Озокерит и церезин. Озокерит — минеральный воск, который встречается в природе в виде залежей в чистом виде или чаще пропитывает песчаники и известняки. Он состоит из смеси высокомолекулярных предельных углеводородов. Содержит 85,7% углерода и 14,3% водорода. Озокерит, имея низкую температуру плавления, под действием кипячения выплавляется и всплывает на поверхность воды, затем его снимают, охлаждают и для дополнительной очистки еще раз кипятят. В последние годы озокерит получают методом экстрагирования бензином.

Озокерит представляет собой твердое, смолистое, клейкое вещество с запахом керосина. Озокерит бывает светло-зеленым, темно-зеленым, иногда бурым — цвет зависит от смолистых примесей. Плотность озокерита от 0,85 до 0,93 г/см³, температура плавления 50–90 °С. При нагревании становится резиноподобным. Благодаря этому свойству его применяют как составную часть оттисковых масс.

Церезин отличается от озокерита светлой окраской (белой или желтой), большей твердостью, меньшей клейкостью. Его плотность 0,91–0,94 г/см³, температура плавления 60–85 °С, при нагревании он становится вязким, тягучим. Значительное колебание температуры плавления объясняется разнородностью состава. Некоторые сорта озокерита содержат асфальты, серу.

Церезин — продукт обессмоленного очищенного (рафинированного) озокерита. Обессмоливание озокерита производится методом обработки концентрированной серной кислотой при нагревании до температуры 170–180 °С. Входящие в состав смолы-асфальты под действием серной кислоты разрушаются, и продукты их распада отделяют отбеливающими глинами или древесными опилками. Церезин — это смесь твердых углеводов метанового ряда. Выпускаемый церезин характеризуется маркой 57, 67, 75, 80, 95. Эти цифры соответствуют минимальным температурам каплепадения. Цвет зависит от степени очистки и изменяется от желтого до белого. Чистый церезин в отличие от озокерита имеет белую или желтую окраску, не обладает такой клейкостью, как озокерит, более хрупкий, хорошо режется ножом, не пристает к зубам, не рассыпается при разминании в руках, более стоек к окислению, чем парафин. Удельный вес 0,91–0,94, температура плавления 60–85 °С.

Озокерит и церезин растворяются в бензине, ацетоне, хлороформе, сероуглероде. Промышленностью выпускается церезиновая композиция, представляющая собой смесь церезина 40%, а остальное — парафин. Температура каплепадения композиции не ниже 56 °С. В ортопедической стоматологии озокерит и церезин применяются как составные части термопластичных масс и восковых смесей. Они вводятся для повышения температуры плавления, вязкости и твердости смесей. Оба вещества входят в состав термопластических оттисковых масс.

Буроугольный и торфяные воски. *Монтанный (или монтановый) воск* относится к группе ископаемых. По составу близок к церезину, состоит из смеси предельных углеводородов, эфиров высших жирных кислот и спиртов, температура его плавления 73–80 °С. Монтанный воск встречается в залежах бурых углей, откуда извлекается растворителями. В чистом

виде применения не находит. Добавляется к восковым моделировочным смесям для повышения температуры плавления и увеличения твердости.

Растительные воски. Наибольшее применение в ортопедической стоматологии нашли карнаубский и японский воски. **Карнаубский воск** добывается из листьев особой породы пальм, растущих в Бразилии. У него серовато-зеленая или желтовато-зеленая окраска, смолистый запах, чешуйчатое строение, на изломе он твердый, при комнатной температуре хрупкий, не режется ножом — рассыпается. Его плотность $0,999 \text{ г/см}^3$. Размягчение воска наступает при температуре $40\text{--}45^\circ\text{C}$, температура плавления $83\text{--}90^\circ\text{C}$. Воск хорошо растворяется в кипящем спирте и эфире, при нагревании в бензине или скипидаре образует мазеподобную массу.

В химический состав входят пальмитиновая, церотиновая, масляная кислота и спирты. По своему составу он близок к пчелиному воску. В ортопедической стоматологии карнаубский воск в чистом виде употребляется редко. В значительной степени это зависит от его высокой стоимости. В чистом виде воск используется для восстановления гипсовых моделей при нарушениях анатомической формы зубов. Карнаубский воск добавляют к восковым композициям для придания большей твердости, уменьшения пластичности, повышения температуры плавления, лучшей обрабатываемости. Последнее качество связано со свойством воска хорошо соскабливаться, отделяться в виде стружки, что важно при некоторых моделировочных работах, требующих большой точности. Такая восковая смесь используется для моделирования бюгельных протезов, кламмеров перед отливкой, а также для моделирования вкладок и полукоронок.

Японский воск — продукт некоторых видов деревьев, произрастающих в субтропическом климате. Впервые был извлечен из плодов деревьев, растущих в Японии. Японский воск — это твердое вещество, его плотность $0,999 \text{ г/см}^3$. Температура размягчения находится в пределах $34\text{--}36^\circ\text{C}$, температура плавления — $52\text{--}53^\circ\text{C}$. Нагретый японский воск обладает повышенной пластичностью и клейкостью. В его состав входят жирные кис-

лоты: пальмитиновая, стеариновая, масляная и глицерин. Хорошо растворяется в бензине, хлороформе, сероуглероде, бензоле. Японский воск добавляют к восковым моделировочным смесям в целях увеличения вязкости и прочности, придания смеси зеленой окраски. Восковые смеси с ним обладают хорошей склеивающей способностью.

В стоматологической практике воски чаще применяются в композициях, которые содержат различные компоненты. Эти смеси характеризуются содержанием природных синтетических восков, смол, жиров и жирных кислот, масел, пигментов и красителей. Все эти компоненты, соотносимые между собой в определенной пропорции, позволяют получить воск с набором доминирующих свойств, которые и предопределяют их применение. Восковые смеси (композиции) в зависимости от назначения бывают следующих разновидностей: базисные, бюгельные, моделировочные для несъемных протезов, в том числе погружные смеси, воски для вкладок, профильные, липкие и т.д.

Классификация современных моделировочных материалов представлена на рис. 1.

4.2.2. Свойства восковых композиций

В зуботехническом материаловедении используют разнообразные методы исследования и испытаний для получения достаточно полной и надежной информации о свойствах материалов и об их изменении в зависимости от химического состава, структуры и технологий применения. Свойства материалов включают в себя физические, механические, химические, технологические и биологические показатели.

Изучение этих данных имеет большое практическое значение, связанное с качеством изготовления зубных протезов, лечебных аппаратов и т.п. Успех ортопедического лечения во многом зависит от свойств, как конструкционных — основных, так и вспомогательных материалов.

Воски и восковые композиции имеют ряд свойств, отличающихся непостоянством. К этим свойствам относятся температура плавления и размягчения, твердость, упругость, пластичность, вязкость, текучесть. В значительной степени это зависит от со-

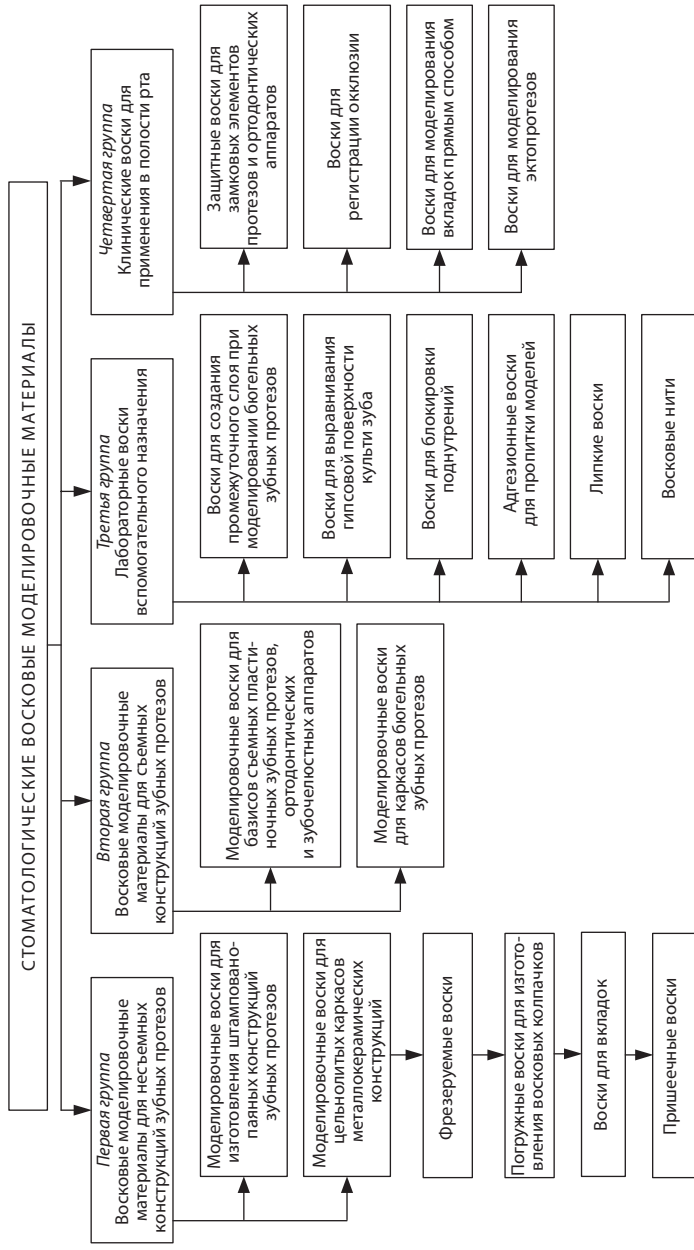


Рис. 1. Классификация современных моделировочных восковых материалов (проф. Каливградиян Э.С., Арутюнов С.Д.)

става сырья, из которого получают восковидное вещество, а также от технологии его получения.

Следует иметь в виду, что воски относятся к аморфным веществам, расплавление которых при нагревании происходит не сразу, а через некоторое время при температурном интервале несколько градусов. При нагревании эти вещества вначале размягчаются, а при дальнейшем повышении температуры теряют вязкость и становятся жидкими. Преимущественное большинство твердых веществ, обладающих способностью плавиться, при плавлении расширяются, а при отвердевании сокращаются. Особенность восков и восковых композиций — большой коэффициент термического расширения или сжатия, что является отрицательным свойством восковых материалов. По данным М.М. Гернера, при охлаждении восков от температуры полости рта (36 °С) до комнатной температуры (18 °С) сокращение их линейных размеров (усадка) достигает 2,5%.

Различные материалы обладают неодинаковой твердостью. Для определения твердости материала существует несколько способов. Один из наиболее простых способов разработан Моосом. По системе Мооса испытание твердости материала, металла и сплава производится методом нанесения царапин минералами, подобранными в определенной нарастающей последовательности по твердости: 1) тальк; 2) гипс; 3) известковый шпат; 4) плавиновый шпат; 5) апатит; 6) полевой шпат; 7) кварц; 8) топаз; 9) корунд; 10) алмаз.

Разные сорта стоматологического воска имеют различную твердость. Для определения твердости испытуемого материала по шкале Мооса наносят царапины последовательно каждым из минералов. Если след-царапина появилась от №6 (полевой шпат), то твердость равна 5. Определение твердости по шкале Мооса не является точной, нанесение царапин на материале зависит не только от твердости минерала шкалы Мооса, но также и от гранки, которой наносится царапина. Для испытания твердости по методу Бринелля применяется гидравлический пресс Бринелля, действие которого основано на вдавлении стального шарика в поверхностный слой испытуемого материала под определенной нагрузкой и в течение от 10 до 30 с.

Воски обладают плохой теплопроводностью. *Теплопроводностью* называется способность тела (вещества) передавать тепло при нагревании с одного конца материала на другой или с одной поверхности на другую. Передача теплоты происходит за счет увеличения движения атомов или молекул при нагревании. Если с одного конца тела производить нагревание, то частицы в этой части тела начинают двигаться быстрее, заставляют сильнее двигаться соседние частицы и т.д. Таким образом, с течением времени усилится движение атомов, молекул на другом конце а следовательно, и здесь произойдет повышение температуры. Теплопроводность измеряется в калориях и определяется количеством теплоты, которое проходит в 1 с через 1 см² вещества толщиной или длиной 1 см. Когда по обе стороны имеется разность температур 1 °С, эта величина и называется коэффициентом теплопроводности.

При охлаждении изделий из воска в первую очередь охлаждаются и сокращаются поверхностные слои и истонченные участки. Вследствие неравномерного охлаждения в отдельных участках возникают внутренние напряжения, которые могут привести к деформации конструкции. Напряженные состояния в восках могут возникать в тех случаях, когда моделирование проводится недостаточно нагретым и не имеющим хорошей пластичности воском при температуре ниже 36–37 °С.

Пластичность — это свойство материала деформироваться без разрушения под давлением внешних сил и сохранять новую форму после прекращения их действия, т.е. способность изменять форму и сохранять ее в виде остаточной деформации. Пластичностью обладают те материалы, у которых хорошо выражена вязкость. *Вязкость* — способность материала вытягиваться под действием растягивающей нагрузки. Этот вид деформации характеризуется тем, что исследуемый образец увеличивается в размерах в направлении приложенной силы (обычно по длине) и суживается в поперечном сечении. Вязкость определяется силой, затраченной на разрыв сцепления молекул вещества. Материалы обладают различной вязкостью. Противоположное свойство вязкости — *хрупкость*. Для определения вязкости используют метод растяжения материала на разрыв.

Испытание материала на вязкость производится в приборах-прессах, используемых для определения прочности. При испытании на разрыв (на прочность) постепенное увеличение нагрузки вначале создает в испытуемом материале некоторое увеличение длины за счет упругости. Если в определенный момент снять нагрузку, то удлинившаяся деталь сократится до первоначальной длины. Это удлинение будет называться упругой деформацией. Если же продолжать увеличивать нагрузку, то наступит предел упругости испытуемого материала и начнет развиваться остаточная деформация. При остаточной деформации материал не вернется к первоначальной длине после снятия нагрузки. Предел остаточной деформации при удлинении — разрыв испытуемого материала.

Возникновение напряжений — показатель упругих свойств материала, стремящихся вернуть структуру в «спокойное» состояние. Внутренние напряжения, усадка — главные причины искажений и неточностей, возникающих при моделировании. Напряжения, возникающие в восках, легко исчезают при медленном нагревании, а также с течением временем. Если сила действует определенный период времени, происходит деформация, хотя упругие свойства материала не изменились. В этом случае деформация явилась следствием текучести материала. *Текучестью* называется свойство восков пластически деформироваться при постоянной нагрузке растяжения.

При температуре полости рта моделировочный воск должен иметь малую текучесть, чтобы избежать деформации заготовки при извлечении из полости рта. Наоборот, при температуре немного выше, чем в полости рта, воск должен иметь, возможно, большую текучесть, чтобы точнее отображать все детали полости рта. Таким образом, моделировочные воски должны обладать необходимой текучестью в строго ограниченном температурном интервале.

Жидкое состояние — идеальное для формования воска, так как при этом можно полностью избежать появления внутренних напряжений. Однако ввиду большого коэффициента расширения и сжатия (самого большого из всех материалов, применяющихся в зубопротезировании) формование воска в расплавленном состоянии приводит к большим искажениям размеров.

Величина расширения возрастает с увеличением температуры. Максимальная усадка наблюдается в момент затвердевания. Из этого следует, что моделировочный воск надо нагревать только до температуры, при которой он приобретает необходимую пластичность, не приближаясь при этом к расплавленному состоянию. Расплавленный воск применяется только в том случае, когда во время формования и последующего охлаждения восковая модель находится под постоянным давлением.

При моделировании методом наслаивания допустимо расплавление воска, так как в этих случаях окончательная доработка формы обычно проводится после того, как воск станет твердым. К восковым композициям, применяемым для моделирования конструкций, изготавливаемых методом точного литья, предъявляется особое требование: при выжигании воска не должно быть сухого остатка (зола).

При различных приемах обработки важнейшее значение имеют технологические свойства материалов. Технологические пробы достаточно просты. Они определяют возможность анализировать те или иные технологические операции с данным материалом в реальных условиях.

Воски базисные. Свое название воск получил в связи с использованием его для моделирования базисов съёмных протезов и изготовления восковых базисов с окклюзионными валиками. Базисные воски классифицируются по характеристикам текучести, которые соответствуют степени их твердости: тип 1 — мягкие; тип 2 — твердые; тип 3 — сверхтвердые. Воск базисный выпускается в виде прямоугольных пластин розового цвета размером $170 \times 80 \times 1,8$ мм. Поставляется в коробках по 0,5 кг. Он должен обладать следующими свойствами:

- высокой пластичностью, легко формуюсь в разогретом состоянии;
- хорошо обрабатываться инструментом, не ломаясь и не расслаиваясь;
- иметь гладкую поверхность после легкого оплавления над пламенем горелки;
- иметь небольшое остаточное напряжение, которое возникает при охлаждении восковой модели;

- полностью и без остатка вымываться кипящей водой из гипсовых форм;
- иметь температуру плавления 50–63 °С;
- обладать достаточной твердостью при температуре 37 °С, чтобы при извлечении из полости рта воскового базиса с прикусными валиками или искусственными зубами сохранять заранее заданную форму;
- не прилипать к модели.

Существует несколько рецептов состава базисного воска (в процентах по массе):

- 1) 78% парафина, 22% пчелиного воска, 0,004% жирового красного красителя;
- 2) 90% парафина, 10% синтетического церезина, а в качестве красителя 0,004% судана IV;
- 3) парафина 78%, воска пчелиного отбеленного 22%, красителя жирового красного 0,004%;
- 4) парафина 88%, воска пчелиного отбеленного 4%, церезина синтетического 8%, красителя жирового красного 0,002%;
- 5) пчелиного воска 4%, карнаубского воска 1%, дамара 1%, синтетического воска 3,5%, парафина 80,4%, красителя 0,1%.

Базисные воски розовые обладают хорошими моделировочными свойствами, прочностью на изгиб и быстрым отверждением после нанесения. При этом благодаря незначительной термической усадке воск сохраняет постоянство приданной формы базиса на гипсовой модели. Поставляется пластинками толщиной 1,5 мм следующих типов: стандартный средний, специальный эластичный, стандартный эластичный, летний твердый, зимний мягкий.

Воски бюгельные. Воск бюгельный выпускается в виде дисков розового, зеленоватого или синего цвета диаметром 82 мм, толщиной 0,4 и 0,5 мм или в виде палочек. Состав его аналогичен базисному воску, но за счет специальной технологической обработки восковая фольга обладает высокой пластичностью и малой тепловой усадкой. Применяется для прокладок на моделях при изготовлении каркасов дуговых протезов и в качестве моделировочного при изготовлении цельнолитых и комбинированных ба-

зисов в съемных пластиночных протезах. В состав воска входит 78% парафина, 22% пчелиного воска и 0,004% красителя. Температура плавления 50–58 °С. Для указанной цели используется гладкий воск (пластинки толщиной от 0,25 до 0,8 мм), рубчатый (от 0,3 до 0,6 мм), а также восковые профильные стержни (диаметром от 0,8 до 2,6 мм), восковые заготовки дуг для бюгельных протезов, восковые ретенционные решетки, ограничивающие ленты с ретенционными петлями, восковая проволока для литников диаметром от 2,5 до 5 мм и более, восковые заготовки кламмеров и др.

Для моделирования каркасов используют светоотверждаемый воск. Этот воск представляет собой готовый к работе, светоотверждаемый пластичный материал, близкий по своим свойствам к воску. По оттискам из альгинатных материалов отливают рабочие модели из супергипса. Чтобы изолировать светоотверждаемый воск от гипса, поверхность модели покрывают изолирующим лаком, высушивают 50 с, а затем покрывают 2 слоями лака. Первый слой лака необходим для упрочнения гипсовой модели, второй — для изоляции поверхности от воска.

Конструкцию протеза выполняют как «холодной», так и «горячей» моделировкой. «Горячую» моделировку проводят электрошпателем при температуре 145–210 °С. Стандартные профили балок, кламмеров, пластин укладывают на модель, затем соединяют светоотверждающим воском.

В других случаях используют «холодную» моделировку руками, пальцы при этом изолируют входящей в комплект светоотверждаемого воска изолирующей жидкостью. Однако при такой моделировке каркас имеет большую толщину, поэтому после полимеризации приходится дополнительно обработать его фрезами.

Части неполимеризованного воскового каркаса соединяют друг с другом электрошпателем. Смоделированный каркас полимеризуют путем воздействия света с длиной волны 280–520 нм. Полимеризация светоотверждаемого воска возможна как галогеновыми, так и ультрафиолетовыми лампами, но при соблюдении параметров длины волны. Важно отметить, что при этом светоотверждаемый воск не должен перегреваться. Существует

специальная программа для полимеризации светоотверждаемого воска и охлаждающий вентилятор. Полимеризация материала занимает всего 3–5 мин (в зависимости от толщины материала). После полимеризации на поверхности каркаса находится непolyмеризованный тонкий слой материала, ингибированного кислородом. Этот слой удаляется спиртом или сошлифовывается.

После полимеризации воск обрабатывают как пластмассу: фрезами, борами, полирами. Конструкция обладает памятью формы и достаточной гибкостью для снятия с модели без деформации и поломки. Полимеризованный каркас имеет отличную эластичность со 100% памятью формы.

Отливают каркас по обычной технологии, сняв его с модели. Точность изготовленных таким образом конструкций очень высока.

Следовательно, изготовленные конструкции протезов с использованием светоотверждаемого воска при правильном их планировании и точном выполнении позволяют обеспечить надежную фиксацию и стабилизацию протеза, восстановить функцию жевания, речи, благоприятно распределяют нагрузку между опорными зубами и альвеолярными отростками.

Литьевые моделировочные воски для дуговых протезов выпускаются под названиями «Формодент литьевой» и «Формодент твердый» в виде пластин зеленого цвета прямоугольной формы или палочек круглой формы. Существует два основных рецепта воска моделировочного для дуговых протезов. Первый рецепт: парафина 29%, пчелиного воска 65%, карнаубского воска 5%, красителя 0,02%. Второй рецепт: парафина 78%, пчелиного воска 22%, красителя 0,004%. Этот воск отличается малой тепловой усадкой и не изменяет своих свойств при неоднократном расплавлении. Фактически полностью выгорает в процессе подготовки формы к литью. Зольность этого воска не превышает 0,05%. «Формодент литьевой» (первый рецепт) представляет собой восковую композицию, которая в разогретом виде легко заполняет полости формы-матрицы — эластичной силиконовой пластины, предназначенной для дублирования восковых моделей кламмеров, дуг и других элементов дугового (бюгельного) протеза. Воск применяется только на модели из огнеупорного

материала, отлитой методом дублирования рабочей модели с использованием агарового или силиконового дублирующего материала. Воск «Формодент твердый» (второй рецепт) применяется для моделирования каркасов цельнолитых дуговых протезов. В размягченном состоянии хорошо формуется на гипсовой модели, без расслаивания и растрескивания. При комнатной температуре обладает достаточной твердостью. Имеет малую тепловую усадку и зольность не выше 0,02%. Объемная усадка на каждый градус при затвердевании при температуре от 80 до 20 °С равна 0,1%. Указанный воск легко поддается обработке инструментами, дает сухую невязкую стружку. Температура плавления составляет 58–60 °С.

4.2.3. Воски моделировочные для несъемных протезов и вкладок

Моделировочные воски должны соответствовать следующим требованиям.

1. Иметь не более 0,1–0,15% объемной усадки на каждый градус при охлаждении от 90 до 20 °С.
2. Обладать хорошими пластическими свойствами при 37–40 °С.
3. Иметь достаточную твердость при 37–40 °С.
4. При легкой механической обработке при 20–25 °С не мазаться или коробиться.
5. Не расслаиваться и не ломаться во время обработки при 20–25 °С. При нагревании до 500 °С не давать весомого остатка (зола) более 0,1%; иметь окраску, отличную от цвета слизистой оболочки; при размягчении образовывать однородную массу; держаться на модели и срачиваться с предварительно нанесенным материалом, четко контрастировать с гипсовой моделью, хорошо скоблиться.

Моделировочный стоматологический воск (для моделирования коронок, облицовок, штифтовых зубов, репродукции каркаса мостовидного протеза) выпускается в виде прямоугольных брусьев синего цвета размером 40 × 9 × 9 мм. Основу композиции составляет парафин — 84,9% от общей массы. Компонентами служат: церезин — 10,0; даммаровая смола — 2,0; воск синтетиче-

ский лавакс — 1,0 и краситель 0,008. Этот воск отличается малой тепловой усадкой и не изменяет своих свойств при неоднократном расплавлении. Фактически полностью выгорает в процессе подготовки формы к литью. Его зольность не превышает 0,05%. Указанный воск легко поддается обработке инструментами, дает сухую невязкую стружку, имеет минимальную термическую усадку. Температура плавления 58–60 °С.

Моделировочный воск синего цвета для коронок имеет среднюю степень твердости. Используется для моделирования коронок и мостовидных протезов. Поставляется в банках, а также в форме цилиндров для заполнения воскотопки.

Фрезерный воск — твердый воск для моделирования коронок и мостовидных протезов. Хорошо поддается фрезерованию, обработке и хорошо сохраняет приданную форму.

Моделировочный голубой воск предназначен для моделирования жевательных поверхностей и стенок колпачков, а также промежуточной части мостовидного протеза. Он отличается поверхностной плотностью. Непрозрачная и интенсивная окраска этого воска делает его заметным на фоне гипсовой модели. Температура застывания 64 °С. Моделировочный воск зеленый по качеству, физическим и рабочим характеристикам подобен голубому твердому воску, но мягче его. Применяется для моделирования колпачков. Температура застывания 57 °С.

Пришеечный воск используется для моделирования коронок, полукоронок, вкладок в пришеечной части. Этот мягкий безусадочный воск наносится на пришеечную часть после окончательного моделирования в целях получения плотного прилегания края восковой конструкции протеза к области шейки зуба. Температура его застывания 66 °С.

Воск для фрезерных работ служит для моделирования внутренних частей телескопических коронок. Пригоден для обработки специальными вращающимися и нагревательными инструментами благодаря своему составу, обеспечивающему постоянство формы и поверхностной плотности. Температура застывания 63 °С.

Выравнивающий воск служит для сглаживания неровностей на гипсовых моделях. Благодаря его высокой температуре плав-

ления (120 °С) после обычного изолирования возможно нанесение моделировочного воска, а также изготовление восковых колпачков способом погружения или посредством полимерных дисков. Надо отметить, что колпачок не должен соединяться в это время с выравнивающим слоем воска.

Погружной воск в брусках желтого (особо мягкий), зеленого (мягкий) и темно-коричневого цветов (жесткий) применяется для изготовления восковых колпачков способом погружения. Благодаря этому воску гарантируется высокая точность литья. Через 30 с после извлечения штампа воск приобретает высокую прочность, что исключает деформации. Температура при погружении составляет 85–90 °С. При длительности погружения 1 с можно получить восковой колпачок толщиной 0,4 мм. Температура застывания около 74 °С.

Эстетический воск О применяется для моделирования стеклокерамических протезов. Он обладает безольностью, незначительной усадкой, хорошей текучестью, высокой поверхностной плотностью, легко поддается скоблению.

Эстетический воск А содержит незначительное количество (1%) неорганических добавок, благодаря которым воск даже в жидком состоянии становится непрозрачным. Это позволяет точно дозировать его при моделировании несъемных протезов. Этот вид воска непригоден для стеклокерамики. Эстетические воски О и А поставляются в конусах, двух цветов (коричневого и бежевого) с разной степенью прозрачности.

Липкий воск должен обладать хорошими склеивающими качествами, быть прочным, хрупким, чтобы исключить возможность незамеченной деформации при снятии склеенных деталей с модели. Воск липкий выпускается в виде цилиндрических стержней длиной 82 мм и диаметром 8,5 мм, коричневого цвета. Применяется для соединения деталей протезов, склеивания частей гипсового оттиска, гипсовой модели, приклеивания эластических оттисковых материалов к металлическим оттискным ложкам. Липкий воск должен иметь темный цвет, чтобы легко выделяться на светлых гипсовых материалах. Канифоль, которая вводится в его состав, повышает адгезию воска к металлам, фарфору, гипсу. Так же как и чистая канифоль, липкий воск оставляет

на поверхности спаиваемых деталей трудносмываемую пленку, которая мешает растеканию припоя. Первый рецепт: канифоли 70%, пчелиного воска 25%, монтажного воска 5%. Второй рецепт: пчелиного воска 66%, канифоли 17%, дамарской резины 17%. Обладает хорошей адгезией к металлу и необходимой прочностью, имеет удобную для применения форму палочки. Температура плавления воска 65–75 °С. При сгорании он не дает золы, в холодном состоянии становится твердым и хрупким. Канифоль, входящая в состав липкого воска, придает смеси склеивающие свойства. Смесь имеет желтовато-бурую окраску, свойственную цвету канифоли, стекловидный блеск, не обладает эластичностью, при нагревании вытягивается в нить, в твердом состоянии она хрупкая, на изломе чешуйчатого строения.

Как правило, моделировочные материалы представляют собой различные восковые композиции и являются материалами вспомогательными, т.е. подлежащими замене на основные. Без использования моделировочных материалов в большинстве случаев невозможен процесс создания зубных протезов. От них зависят точность и многие другие свойства будущих изделий. Поэтому данные материалы должны соответствовать строго определенным требованиям:

- 1) малая усадка (не более 0,1–0,15% по объему на каждый градус при охлаждении от 90 до 0 °С);
- 2) хорошие пластические свойства в температурном интервале 41–55 °С; пластина базисного воска, прогретая при 40 °С, при сгибании на 180° не должна ломаться; допускается расслоение пластины при сохранении ее целостности;
- 3) достаточная твердость при температуре 37–40 °С, обеспечивающая устойчивость восковой формы протеза в полости рта;
- 4) отсутствие ломкости и расслоения во время обработки при комнатной температуре; базисный воск должен легко и чисто обрезаться острым инструментом при температуре $23 \pm 2,0$ °С, без растрескиваний, образования стружки или комков;
- 5) гомогенность при размягчении; пластина базисного воска после нагревания над пламенем должна равномерно про-

- греваться на всю толщину, а при поверхностном оплавлении иметь гладкую глянецвую поверхность;
- 6) токсикологическая индифферентность;
 - 7) иметь окраску, отличающуюся от цвета слизистой оболочки полости рта;
 - 8) не окрашивать материал протеза и гипсовую форму, быстро и полностью удаляться из гипсовой формы, легко заменяться материалом протеза;
 - 9) иметь приятный цвет и запах; пластина базисного воска должна быть равномерно окрашена, иметь одинаковую толщину и гладкую поверхность, не иметь посторонних включений;
 - 10) при введении в полость рта и наложении на слизистую оболочку не оказывать вредного влияния на организм;
 - 11) хорошо срачиваться с моделью и предварительно нанесенным моделировочным материалом;
 - 12) не давать весомого остатка после прокаливания литьевой формы до температуры 500 °С.

Приведенные данные свидетельствуют о том, что многие вопросы, касающиеся свойств моделировочных материалов, требуют дальнейших научных разработок в целях их совершенствования. В связи с этим необходимы разработка современных требований к стоматологическим воскам и дополнительное изучение свойств, специально разработанных моделировочных материалов. Совершенствование технологий протезирования, а именно: использование высокотехнологичных методов литья, подготовка ажурных восковых моделей каркасов зубных протезов, а также необходимость применения моделировочных восков, даст новый толчок к повышению качества зубного протезирования.

4.2.4. Методы физико-механических исследований восков

От качества восковой модели зависит качество и точность будущих зубных протезов. Поэтому так важны свойства восковых моделировочных материалов, которые должны обеспечить точность модели, не допускать размерных изменений и искажений формы в процессе изготовления модели, проведения клинических ме-

тодов исследования на этапах протезирования и изготовления по восковой модели заготовки протеза или изготовления самого протеза. Основные свойства моделировочных восков должны отвечать ряду требований:

- малая усадка при охлаждении воска ($< 0,1-0,15\%$ об./ 1°C в диапазоне от 90 до 0°C);
- хорошая пластичность в интервале температур $41-55^\circ\text{C}$; достаточная твердость при температуре $37-40^\circ\text{C}$, обеспечивающая сохранность формы модели в условиях полости рта; отсутствие липкости и расслоения в процессе обработки;
- отсутствие заметной зольности, другими словами, исключение образования налета или нагара на стенках формы после выжигания восковой модели;
- гомогенность при размягчении, отсутствие расслаивания; исключение окрашивания гипсовой модели;
- восковой слой должен держаться на модели и срачиваться с предварительно нанесенным слоем материала;
- моделировочные воски должны быть окрашены в яркие контрастные цвета, облегчающие процесс моделирования.

Исходя из требований, предъявляемых к моделировочным воскам, были определены методы исследования эксплуатационных свойств изучаемых моделировочных материалов.

Визуальный контроль параметров базисного воска. Пластинка базисного воска должна быть определенного размера: длина 170 ± 5 мм, ширина 80 ± 3 мм, толщина $1,8 \pm 0,2$ мм, ровного розового цвета с гладкой поверхностью без посторонних включений. При нагреве воск должен размягчаться, не крошась и не образуя хлопьев, а также быть однородным и не расслаиваться при формировании рабочей массы. Воск должен легко обрабатываться острым режущим инструментом без образования заусениц, разрывов или расслаивания, после оплавления поверхностный слой должен иметь гладкую поверхность. При смыве горячей водой температурой 100°C базисный воск должен смываться без остатка, не оставляя после себя тяжелых фракций, не окрашивать гипсовую форму и искусственные зубы. Определение соответствия базисного воска необходимым требованиями

ям проводят визуально при освещении 300 лк невооруженным глазом.

Испытание на зольность. При испытании на зольность используются прокалочная печь с погрешностью поддержания температуры ± 25 °С, весы аналитические с точностью 0,0002 г, тигель фарфоровый, эксикатор с хлористым кальцием, щипцы тигельные.

При проведении испытания 1 г моделировочного воска, взвешенного с точностью до 0,0002 г, помещают в тигель, кондиционированный до постоянной массы, путем нагревания до 700 ± 25 °С и охлаждением до 23 °С. Тигель с воском помещают в прокалочную печь и нагревают до температуры 700 ± 25 °С и выдерживают при этой температуре в течение 1 ч. Затем тигель переносят в эксикатор, охлаждают до температуры 23 °С и взвешивают с точностью до 0,0002 г.

Зольность X (%) рассчитывают по формуле:

$$X = (C1 - C2) / C3 \times 100,$$

где C1 — масса тигля с золой, г; C2 — масса тигля, г; C3 — навеска испытуемого воска, г.

Испытание проводится 2 раза. Если оба результата отвечают требованиям, то воск соответствует стандарту. Если ни один результат не отвечает указанным требованиям, то воск не соответствует стандарту. Если только один результат отвечает требованиям, то проводится еще 3 дополнительных испытания. За окончательный вариант принимается среднеарифметическое двух определений.

Методы определения пластичности. При определении пластичности используют термостат, термометр ртутный стеклянный с интервалом измеряемых температур от 0 до 100 °С и секундомер. Пластику базисного воска ставят на водяную баню и выдерживают 10 мин при температуре $40,0 \pm 1,0$ °С.

Затем восковую пластину вынимают из водяной бани и медленно, в течение 10 с, сгибают по длине до тех пор, пока она не согнется вдвое. Базисный воск считается выдержавшим испытание, если пластина не ломается.

Методы определения остатка воска и окрашивающих компонентов. При проведении испытания используют метал-

лическую форму, представляющую собой лоток шириной 5 мм и глубиной не менее 1,5 мм, необходимую для испытания зубов, кювету зуботехническую, гипс зуботехнический, зубы искусственные пластмассовые и фарфоровые.

Помещают полоску испытуемого базисного воска в лоток металлической формы. Вводят в базисный воск 3 передних пластмассовых и 3 передних фарфоровых зуба. Загипсовывают форму с искусственными зубами в кювету. Через 2–3 ч после заливки и отверждения гипса кювету помещают на водяную баню при температуре $50 \pm 2^\circ\text{C}$. Через 10 мин кювету извлекают из воды, немедленно открывают и извлекают металлическую форму с массой разогретого воска. Промывают кювету струей кипящей воды в течение 60 ± 5 с.

Базисный воск считают выдержавшим испытание, если после испытания на испытуемых искусственных зубах и поверхностях гипса визуально не обнаруживается остатков воска или окрашивающих компонентов.

Методы определения текучести восковых композиций.

При проведении испытания используют микрометр с точностью измерения 0,01 мм. Образец воска помещают между двумя полиэтиленовыми пленками под латунную пластину прибора для измерения текучести. Прикладывают к образцу на 1 мин осевую сжимающую нагрузку, равную $19,6 \pm 0,1$ Н при температуре $23 \pm 2^\circ\text{C}$. Вынимают образец и измеряют микрометром его первоначальную длину. Проводят пять измерений первоначальной длины в разных точках образца. Результат измерения усредняют. Помещают образец между двумя полиэтиленовыми пленками под латунную пластину прибора. Прибор с образцом помещают в термостат с выбранной для испытания температурой воды; образец погружают в воду на глубину не менее 50 мм и термостатируют прибор с образцом в течение 20 мин. Не вынимая прибор из воды, прикладывают к образцу осевую нагрузку в течение 10 мин, снимают груз, извлекают образец и охлаждают на воздухе до температуры $23 \pm 2^\circ\text{C}$ в течение 30 мин. Отделяют полиэтиленовые пленки и измеряют микрометром конечную длину образца, проводят пять измерений в разных точках. Нормы для показателей текучести моделировочных восков при опре-

деленной температуре (нормы проекта ГОСТ РФ НСО 1561) представлены в табл. 1.

Таблица 1

Нормы для показателей текучести моделировочных восков

Температура, °С	Мягкие		Твердые		Экстратвердые	
	мин.	макс.	мин.	макс.	мин.	макс.
23,0 + 0,1	–	1,0	–	0,6	–	0,2
37,0 + 0,1	5,0	90,0	–	10,0	–	1,2
45,0 + 0,1	–	–	50,0	90,0	5,0	50,0

При исследовании восков проводят два испытания для каждой температуры, указанной в таблице. Для измерения текучести вместо прямого измерения образцов микрометром допускается использовать прибор с измерительным датчиком и стопорным винтом. Под латунную пластину прибора помещают две полиэтиленовые пленки и устанавливают датчик на «0». Помещают образец между двумя полиэтиленовыми пленками в прибор для измерения текучести. Освобождают стопорный винт и прикладывают к образцу осевую нагрузку в течение 1 мин при температуре 23 ± 2 °С. Закручивают стопорный винт и записывают показания датчика как первоначальную длину образца. Помещают прибор для измерения текучести с образцом и зажатым стопорным винтом в термостат с водой при испытательной температуре так, чтобы образец погружался на глубину не менее 50 мм. Выдерживают систему в течение 20 мин. Прикладывают осевую нагрузку в течение 10 мин, освобождая стопорный винт. Затягивают стопорный винт и вынимают прибор для измерения текучести из термостата. Охлаждают всю систему с затянутым стопорным винтом на воздухе при температуре 23 ± 2 °С в течение 30 мин. Освобождают стопорный винт на 30 с и записывают показания датчика как конечную длину образца.

Если один из двух результатов не соответствует требованиям, то проводят испытания двух дополнительных образцов. Если один из результатов дополнительного испытания не соответствует требованиям, то базисный воск считают не выдержавшим испытание.

Методы испытания температуры плавления. Температуру плавления базисного воска определяют с помощью прибора Жукова по ГОСТ 4255. Сущность метода заключается в определении температуры, по которой закристаллизовывается основная масса предварительно расплавленного продукта. При испытании используют: прибор Жукова — сосуд Дюара из прозрачного стекла, термометр, секундомер, термостат. Испытуемый воск расплавляют в термостате на 15–25 °С выше предполагаемой температуры плавления.

Расплавленный воск перемешивают и заливают в подогретый прибор Жукова на 0,75 его высоты. По достижении температуры продукта на 3–4 °С выше предполагаемой температуры плавления прибор встряхивают и с помощью секундомера наблюдают за понижением температуры, записывают отсчеты через каждую минуту. За температуру плавления принимают температуру, сохранившуюся постоянной не менее чем за три отсчета. За результат испытания принимают среднее арифметическое двух определений.

Тестовые задания

1. Базисный воск выпускается производителем в виде:

- 1) пластинок толщиной 1,5 мм;
- 2) кубиков;
- 3) круглых палочек;
- 4) круглых полосок;
- 5) пластинок округлой формы.

2. Для восстановления анатомической формы зуба на гипсовой модели при изготовлении искусственных коронок применяют воск:

- 1) базисный;
- 2) липкий;
- 3) моделировочный;
- 4) лавакс;
- 5) верно 1 и 2.

3. Укажите, какой из видов воска применяется для прокладок на моделях при изготовлении каркасов дуговых протезов и в ка-

честве моделировочного при изготовлении цельнолитых и комбинированных базисов в съемных пластиночных протезах:

- 1) базисный;
- 2) моделировочный;
- 3) профильный;
- 4) липкий;
- 5) бюгельный.

4. Воск, используемый для моделирования стеклокерамических протезов, называется:

- 1) моделировочным;
- 2) эстетическим;
- 3) профильным (восколит);
- 4) бюгельным;
- 5) липким.

5. Температура плавления выравнивающего моделировочного воска:

- 1) 120 °C;
- 2) 100 °C;
- 3) 140 °C;
- 4) 160 °C.

Ответы на вопросы

- | | | |
|-------------|-------------|-------------|
| 1. Верно 1. | 3. Верно 5. | 5. Верно 1. |
| 2. Верно 3. | 4. Верно 2. | |

4.3. ФОРМОВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ. ТРЕБОВАНИЯ, ПРЕДЪЯВЛЯЕМЫЕ К ФОРМОВОЧНЫМ МАТЕРИАЛАМ. КЛАССИФИКАЦИЯ. ХИМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА. ПОКАЗАНИЯ К ИСПОЛЬЗОВАНИЮ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ ФОРМОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Качество литых ажурных конструкций из различных сплавов в ортопедической стоматологии зависит от многих факторов: свойств стоматологических сплавов и металлов; точности формы

для литья; материала формы и его состава, а также технологии формования. Для получения точной отливки по выплавляемой модели необходим качественный формовочный материал.

Формование есть процесс изготовления формы для литья металлов, пластмасс и др., а формовочная масса служит материалом для этой формы.

Известны различные рецептуры и технологии применения формовочных масс, но во всех случаях неизменными составляющими остаются связующие вещества и огнеупорная основа, в подавляющем большинстве — порошок.

В зубном протезировании до применения никель-хромовых и кобальтохромовых сплавов, обладающих высокой температурой плавления, в качестве формовочной массы применялся отмученный порошок глинозема Al_2O_3 , смешанный с гипсом и замешанный на воде, — так называемый «минутник».

С развитием технологии литья по выплавляемым моделям с применением нержавеющей сталей (в частности, кобальтохромовых) возникла необходимость создания специального состава формовочных материалов. В связи с этим потребовалось соблюдение основных требований технологического характера.

Основные требования к формовочным материалам:

- воспроизведение поверхности отлитого изделия для обеспечения качественной поверхности отливки, в связи с чем огнеупорный порошок должен иметь высокую дисперсность;
- легкое отделение формовочного материала от отлитого изделия, т.е. поверхность формы не должна «пригорать» к отливке;
- время затвердевания должно быть в пределах 7–10 мин;
- формовочный материал в отвержденном виде должен создавать газопроницаемую оболочку, которая будет в состоянии поглощать газы, образующиеся при заливке расплавленного металла;
- формовочный материал должен иметь величину коэффициента температурного расширения, достаточную для компенсации усадки затвердевающего металла.

В современном литейном производстве используют гипсовые, фосфатные и силикатные формовочные материалы.

Гипсовый формовочный материал состоит из гипса (20–40%) и окиси кремния. Гипс в этом случае является связующим. Окись кремния придает массе необходимую величину усадочной деформации и теплостойкость. В качестве регуляторов скорости затвердевания и коэффициента теплового расширения в смесь добавляется 2–3% хлорида натрия или борной кислоты. Замешивается масса на воде при температуре 18–20 °С. Номинальная температура разогревания формы подобного состава до заливки металла составляет 700–750 °С. Эти формы непригодны для получения отливок из нержавеющей стали, температура плавления которой достигает 1200–1600 °С из-за разрушения гипса, и поэтому их используют для литья изделий из сплава золота.

Для изготовления вкладок, кламмеров, дуг, искусственных зубов применяется формовочная масса, состоящая из гипса и кремнезема в соотношении 3:1. Замешивание производят на воде, время схватывания — до 30 мин. Для получения высокоточного литья из сплавов благородных металлов формовочная масса должна обладать техническими параметрами, которые гарантируют сохранение объема в критическом температурном интервале 200–300 °С.

Фосфатные формовочные материалы состоят из порошка (цинк-фосфатный цемент, кварц молотый, кристоболит, окись магния, гидрат окиси алюминия и др.) и жидкости (фосфорная кислота, окись магния, вода, гидрат окиси алюминия).

Такие формовочные материалы компенсируют усадку при охлаждении нержавеющей сталей, которые имеют температурный коэффициент объемного расширения примерно $0,027\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$. Усадка золотых сплавов составляет около 1,25%, и эту усадку компенсирует только гипсовая форма. Схватывание фосфатных форм в зависимости от состава продолжается 10–15 мин. Они применяются для литья высокоплавких хромокобальтовых сплавов. Известны универсальные формовочные фосфатные массы на основе фосфатного вяжущего материала, кварца и кристобалита, а также массы с самыми чистыми сортами кварца и жаростойкого вяжущего материала. Зернистость формовочной массы влияет на продолжительность затвердевания, прочность формы после обжига и изменение объема. Для замешивания можно использовать воду в соотношении 1:1 с обязательным применением

бумажной манжеты для предотвращения возможной деформации формы. В настоящее время для замешивания формовочного материала используют золь кремниевой кислоты, благодаря чему повышается прочность формы и соответственно ее устойчивость при нагревании и обеспечивается компенсация температурных изменений сплава. Тонкозернистые формовочные материалы для литья неблагородных сплавов обеспечивают быстрое выгорание и создают безопочным методом качественную литьевую форму. Такие материалы воска выдерживают относительно быстрый подъем температуры, при этом получаемые отливки имеют достаточно высокую чистоту поверхности.

Для смешивания формовочного материала и жидкости важно использование смесителя — вакуум-миксера.

Силикатные формовочные материалы отличаются высокой термостойкостью и прочностью. Их внедрение вызвано применением высокотемпературных кобальтохромовых нержавеющей сталей. Кроме гипса и фосфатов, в качестве связующих здесь используют кремниевые гели. Из органических соединений кремния чаще применяется тетраэтилортосиликат $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$, который легко гидролизуетс с образованием при прокаливании конечных продуктов в виде двуокиси кремния. Вязущая жидкость силикатной формовочной массы состоит из смеси этилового спирта, воды и концентрированной соляной кислоты, куда постепенно (по каплям) введен этилсиликат. В качестве огнеупорной составляющей (порошка) чаще всего применяют кварц, маршаллит, корунд, кристобалит и другие вещества. Силикатные формовочные массы отличаются большим коэффициентом термического расширения. Для обеспечения точности отливки необходимо соблюдать правильное соотношение между порошком и жидкостью (вязущим раствором). Оптимальное соотношение, обеспечивающее компенсацию усадки формы, составляет 30 г жидкости и 70 г порошка. Время схватывания материала — до 30 мин. Материал, содержащий молотый пылевидный кварц, формовочный песок и борную кислоту, может быть использован для отливки деталей протезов из нержавеющей стали. Для литья сплавов золота применим формовочный материал на основе кристобалита и технического гипса, замешанный на воде. Материал обладает необходимой прочностью и чистотой поверхности.

Литье каркасов современных съемных и несъемных протезов из высокотемпературных сплавов требует от формовочного материала высоких компенсационных и прочностных показателей. В состав таких материалов входят кварцевый песок, фосфаты, периклаз; замешивание проводят на силиказоле в резиновой чашке на вибростоліке в течение 40 с в соотношении порошок–жидкость 100:(18–20). Затвердевание после заполнения кюветы с восковой заготовкой начинается через 10–15 мин и заканчивается через 30 мин после замешивания.

Для литья благородных сплавов иногда применяют формовочные массы, наполненные графитом и без графита, с расширением 2,15 и 2,45%, замешиваемые на дистиллированной воде или специальных жидкостях, от концентрации которых зависит степень расширения материала.

Формовочные материалы в зуботехническом производстве имеют первостепенное значение для получения точной, соответствующей необходимым требованиям отливки и предназначены для покрытия восковой модели. В отдельных случаях до паковки модель необходимо покрыть облицовочным слоем. Для облицовочного слоя используется материал (порошок), состоящий из смеси кальцинированного гипса, двуокиси кремния (кремнезема) и некоторых модифицирующих агентов. Такой порошок, замешанный в соответствующей пропорции с водой и нанесенный на восковую модель при последующем обжиге, должен отвечать требованиям, необходимым для получения качественной отливки. К этим требованиям относятся:

- порошок должен состоять из частиц высокой дисперсности;
- время отвердевания (схватывания) массы должно быть не меньше 5–25 мин;
- предел прочности формы при сжатии не менее 2,5 МПа;
- температурный коэффициент объемного расширения при отвердевании оболочковой формы должен быть в пределах $\pm 0,001 \text{ K}^{-1}$;
- материал оболочковых форм не должен отрицательно влиять на качество поверхности отливки и быть причиной образования поверхностных дефектов и шероховатостей.

Быстронагреваемые паковочные массы для изготовления бюгельных протезов. Массы быстрого прогрева значительно сокращают время предварительного нагревания. У таких масс по сравнению с обычными расширение в процессе затвердевания больше, чем термическое. Благодаря этому не повышается давление, возникающее дополнительно при предварительном нагреве за счет термического расширения и выделения водяного пара и аммиака.

Для обычных масс при прогреве необходимы стадии выдержки, чтобы снизить давление при термическом расширении кристобалита и кварца. Интервалы способствуют медленному удалению остатков влаги.

У масс быстрого прогрева (опроки через 20 мин после паковки ставят в муфельную печь) температура при помещении в муфельную печь намного выше (700–1000 °С), чем температура, при которой происходит кристобалитовый или кварцевый скачок наполнителей.

Высокая мелкозернистость улучшает текучесть при паковке и обеспечивает очень гладкую поверхность моделей; уменьшаются образование оксидного слоя; отлитый объект легче извлекается из паковочной массы.

Тестовые задания

1. В современном литейном производстве используют следующие виды формовочных материалов:

- 1) фосфатные;
- 2) гипсовые;
- 3) силикатные;
- 4) верно 1–3.

2. Продолжите определение: формование — это процесс ...

3. Основные требования к формовочным материалам:

- 1) высокая дисперсность порошка;
- 2) легкое отделение формовочного материала от отлитого изделия;
- 3) время затвердевания должно быть в пределах 7–10 мин;

- 4) иметь величину коэффициента температурного расширения, достаточную для компенсации усадки затвердевающего металла;
- 5) верно 1–4.

4. Укажите, какие формовочные массы применяются для литья высокоплавких хромокобальтовых сплавов:

- 1) гипсовые;
- 2) фосфатные;
- 3) силикатные.

5. Время схватывания материала силикатных формовочных материалов:

- 1) до 30 мин;
- 2) до 1 ч;
- 3) 10–15 мин;
- 4) 5–10 мин.

Ответы на вопросы

- 1. Верно 4.
- 2. Формование — это процесс изготовления формы для литья металлов, пластмасс и др.
- 3. Верно 5.
- 4. Верно 2.
- 5. Верно 1.

4.4. АБРАЗИВНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

4.4.1. Основные свойства абразивных стоматологических материалов, применяемых в ортопедической стоматологии

Абразивными материалами, применяемыми в стоматологии, являются материалы для шлифования и полирования стоматологических реставраций, иными словами, пломб, а также окончательной обработки (отделки) ортопедических конструкций, таких как вкладки, виниры, съемные и несъемные зубные протезы из различных конструкционных, в том числе и облицовочных,

материалов. Под окончательной обработкой понимают заключительные последовательные процессы шлифования и полирования ортопедических конструкций протезов и ортодонтических аппаратов.

Шлифование — обработка, направленная на удаление шероховатостей и неровностей с поверхности твердых тканей зубов, пломб, конструкций зубных протезов и аппаратов.

Полирование твердых тканей зубов, пломб, конструкций — конечный процесс обработки с целью получения гладкой, блестящей поверхности зубных протезов и аппаратов.

Известно, что различные шероховатости, отсутствие гладкой, хорошо отполированной поверхности зубного протеза могут вызвать у пациента значительный дискомфорт и осложнить гигиену полости рта. На таких поверхностях, в агрессивной среде полости рта, происходит формирование зубного налета, а впоследствии твердых зубных отложений, которые способствуют появлению неприятного запаха изо рта, раздражению слизистой оболочки полости рта и в большинстве случаев способствуют возникновению ряда заболеваний как стоматологического характера, так и общего. Все это является причиной снижения процесса адаптации, в том числе и к зубным протезам.

В то же время качественная обработка поверхности протезов в значительной степени устраняет вышеперечисленные осложнения, при этом способствуя повышению эстетических показателей зубных протезов, их прочности и долговечности. Гладкая поверхность композитных, пластмассовых, комбинированных протезов и аппаратов лучше противостоит процессам деструкции — старения и разрушения — в результате воздействия продуктов жизнедеятельности микроорганизмов, перепада температур и др. Гладкая, зеркально отполированная поверхность способствует коррозионной устойчивости сплавов и повышению физико-механических свойств пластмасс.

Материалы, используемые для шлифования и полирования, являются прежде всего абразивами, получившими свое название от слова «абразия» (процесс стирания). Абразия зависит от физических и механических свойств как абразива, так и материала, подвергаемого обработке. При этом большое значение имеют

такие свойства материалов, как твердость, прочность, гибкость и теплопроводность.

Абразивные материалы состоят из мелкозернистых веществ, превышающих по твердости материалы, подлежащие шлифованию и полированию. Применение абразивных материалов предполагает движение их по обрабатываемой поверхности. При этом каждое зерно абразивного материала совершает режущее, скоблящее действие. Однако они отличаются от стоматологических режущих инструментов тем, что режущие края абразивов не расположены в определенном порядке, как у инструментов, предназначенных, например, для препарирования твердых тканей зубов. Каждый острый край абразива действует как отдельный режущий инструмент и удаляет некоторую часть материала с поверхности. Характер действия зерна абразива зависит от его размера, формы, количества, состава и свойств.

Процесс шлифования и качество обрабатываемой поверхности зависят от многих факторов. При этом важны такие факторы, как:

- размер абразивных частиц;
- давление абразива на материал и его теплопроводность;
- скорость, с которой абразивные частицы движутся по поверхности, подвергаемой абразии.

Все эти факторы необходимо контролировать.

Первый важный фактор для скорости абразии поверхности — *размер абразивных частиц*. Зерна для шлифования сортируются по величине при помощи фракционного просеивания. По зернистости абразивные материалы делятся, как правило, на 3 группы: шлифзерно; шлифпорошки; микропорошки. Чаще всего применяются зерна размером 0,15–0,75 мм. Но для грубого шлифования могут использоваться и более крупные зерна, размер которых доходит до 1,5–2 мм. Частицы большого размера создают более глубокие бороздки в материале и вызывают стирание поверхности с большей скоростью. Использование грубого абразива показано для поверхности с многими участками шероховатости или с неровностями. Затем, чтобы удалить царапины, вызванные грубым абразивом, используют мелкозернистые абразивы.

Второй важный фактор — *давление абразива на обрабатываемую поверхность*. Приложенное давление должно быть умеренным, чтобы не привести к поломке протеза или инструмента. Кроме того, излишнее давление приводит к нагреванию инструмента и поверхности обрабатываемого объекта, подвергающегося шлифованию. Причина образования тепла при шлифовании — трение абразивных зерен о поверхность.

Высокие температуры, хотя их воздействие и кратковременно, способны привести к изменению структуры металла (сплава) или деформациям пластмасс. Все это сказывается на снижении прочности и износоустойчивости шлифуемого изделия. Перегрева нужно и можно избежать, соблюдая правильный режим шлифования.

Третий фактор, который определяет скорость абразии, — это *скорость движения абразива вдоль обрабатываемой поверхности*. Чем медленнее движется абразив, тем большую стружку снимает зерно абразива и, следовательно, более разрушающее усилие испытывает абразивное зерно. При быстром движении по поверхности обрабатываемого изделия абразив снимает меньшую стружку, поэтому испытывает меньшее сопротивление, а следовательно, меньше изнашивается. При одинаковой скорости перемещения грубые абразивные частицы снимают больше материала с обрабатываемого изделия, оставляя более глубокие трассы (царапины). Оптимальная скорость абразива с сохранением его эффективной абразивной способности зависит от вида абразивного материала. Для большинства из них оптимальная скорость равна 25–30 м/с.

4.4.2. Классификации абразивных материалов и инструментов

Абразивные инструменты, применяемые в ортопедической стоматологии, подразделяют по назначению на:

- шлифовочные;
- полировочные.

Для скрепления абразивных зерен применяют неорганические и органические материалы.

К неорганическим материалам относят:

- керамические;
- силикатные;
- магнезитовые.

К органическим материалам относят:

- бакелитовые;
- вулканитовые;
- пасты на основе органического связующего.

Керамические связующие материалы основаны на применении смеси глины с полевым шпатом, тальком и другими веществами (например, кварцем). Эта связка огнеупорна и обладает высокой механической прочностью. Применяется для изготовления различного рода шлифовальных кругов. Недостатки изделий на этой основе — хрупкость и высокая чувствительность к ударам. Поэтому изделия на керамическом связующем материале применяют в установках с малыми оборотами. Достоинства подобной связки: влагостойкость и равномерная твердость.

Бакелитовые связующие материалы готовятся на основе лака бакелита, реже — каучука и различных клеевых композиций. Бакелит — искусственная смола, образующаяся при взаимодействии фенолов или крезолов с формальдегидом. После наполнения абразивом и горячего прессования получается достаточно прочный абразивный инструмент. Он нашел широкое применение в зубопротезной технике. Круги либо иные формы абразивов на этой основе отличаются упругостью, ударостойкостью, гладкой поверхностью. Этот вид связки применяется также для изготовления наждачной или стеклянной бумаги, а также наждачного полотна. Недостаток данной связки — меньшая прочность сцепления с абразивными зернами по сравнению с керамическими материалами.

Вулканитовые связующие материалы основаны на применении смеси каучука с серой, которая после введения абразивного порошка подвергается вулканизации. Указанные связки обладают еще большей упругостью и плотностью, чем бакелитовые, и отличаются большей эластичностью. Круги с вулканитовой связкой незаменимы при шлифовании, когда от круга требуется

не только шлифующее, но и полирующее действие. Последнее объясняется размягчением связки при температуре около 150 °С и вдавливанием абразивных зерен в эту размягченную связку. Абразивный инструмент на бакелитовой и вулканитовой связке очень прочен и дает хорошие результаты обработки.

В промышленности из зерен абразива чаще всего изготавливают разнообразные инструменты. При этом абразивные инструменты характеризуются:

- 1) родом абразивного материала (Э — электрокорунд; Е — корунд естественный; КЧ — карборунд черный);
- 2) номером зернистости (от 10 до 320 — порошки, от 10 до 45 — микропорошки);
- 3) классом твердости (ЧМ — чрезвычайно мягкий; ВМ — весьма мягкий; М — мягкий; СМ — среднемягкий; С — средний; СТ — среднетвердый; Т — твердый; ВТ — весьма твердый; ЧТ — чрезвычайно твердый);
- 4) родом связки (К — керамическая; Б — бакелитовая; В — вулканитовая; С — силикатная; М — магнезитовая).

Абразивные инструменты, применяемые в стоматологической практике и зубопротезной технике, должны обладать определенными свойствами:

- 1) быть прочными;
- 2) быть несыпучими во время обработки;
- 3) не изменять своих качеств при умеренном нагревании;
- 4) обладать режущими, шлифовальными качествами;
- 5) подвергаться стерилизации;
- 6) быть доступными в ценовой характеристике.

Абразивный инструмент имеет большую вариабельность по форме и фасону. Различается по форме инструмента. Это могут быть круги, фрезы, головки различных размеров и форм: тарельчатые, чашечные, чечевичные, грушевидные, конусовидные и др. К абразивному инструменту также относятся наждачное полотно и наждачная бумага.

По абразивным свойствам материалы располагаются в следующем порядке: алмаз, корунд, электрокорунд, наждак, гранат.

Естественные абразивные материалы. Алмаз — кристаллическая разновидность углерода, эталон твердости. По шкале

Мооса он имеет наивысшую твердость, равную 10. В стоматологии мелкая алмазная крошка применяется для препарирования зубов. Эти инструменты обладают большой износостойкостью, а процедура препарирования зубов становится более быстрой и менее травматичной.

Корунд — естественный материал, кристаллы которого содержат до 90% окиси алюминия. Примеси (оксиды железа и кремния) придают ему различные цветовые оттенки. По шкале Мооса его твердость равна 9.

Наждак — смешанная горная порода, состоящая из 97% корунда, соединений железа и других минералов. Твердость по шкале Мооса 7–8. Для получения высококачественного продукта природный наждак обогащают, т.е. уменьшают количество примесей до 1–2%. Наждачные полотна или диски используют для шлифования.

Гранаты — группа природных минералов, представляющих собой ортосиликаты. Твердость по шкале Мооса 6,5–7,5.

Пемза — продукт вулканической деятельности. Основным компонентом ее является кремнезем (60–70%). Пемза очень пористый, твердый, хрупкий материал. В зуботехнической практике мелкий порошок пемзы во взвеси с водой применяют для шлифования пластмассовых зубных протезов.

Искусственные абразивные материалы. *Электрокорунд* — кристаллическая окись алюминия (Al_2O_3), которую получают из пород, содержащих глинозем. Электрокорунд содержит от 85 до 98% окиси алюминия. Имеет твердость по шкале Мооса около 9. Материал термостойкий, применяется для шлифования твердосплавных металлических и других изделий.

Карборунд представляет собой соединение кремния с углеродом (SiC), имеет кристаллическое строение, твердость по Моосу 9,5–9,75. Карборунд получают двух видов. Черный карборунд содержит не менее 95% SiC . В состав зеленого карборунда входит 97% SiC . В стоматологии используют оба вида карборунда. Карборундовые инструменты обладают хорошей шлифующей способностью. Зерна карборунда имеют неправильную форму с четко выраженными острыми ребрами, что обеспечивает высокую режущую способность. Карбид кремния термоустойчив.

Карбиды бора и вольфрама представляют собой химические соединения соответствующих металлов с углеродом. Материалы имеют твердость, близкую к твердости алмаза. Карбид бора (B_4C) обладает высокой твердостью и хрупкостью, применяется в промышленности для обработки твердосплавных инструментов. Карбид вольфрама в мелкодисперсном виде употребляется вместо алмазной крошки при изготовлении боров.

Некоторые шлифовальные материалы (пемза, наждак) применяются в виде водной суспензии, которая наносится на обрабатываемую поверхность с помощью щеток, войлочных кругов (конусов) и других приспособлений.

4.4.3. Методы шлифования и полирования.

Инструменты, используемые для шлифования и полирования

Методы шлифования и полирования большинства конструктивных стоматологических материалов выполняются по одинаковым принципам. Главное правило успешной обработки стоматологической конструкции — строгое соблюдение рекомендованной последовательности применения абразивов.

Поверхность зубного протеза обрабатывают сначала напильниками, шаберами, штихелями, точильными камнями или с помощью пескоструйного аппарата. За этой грубой обработкой следует шлифовка, т.е. заглаживание оставшихся следов наждачными бумагой или полотном. В большинстве случаев шлифование обеспечивает высокую чистоту поверхности — до 6–10 классов.

Шлифование и полирование должно проводиться по четкой схеме, начиная с достаточно грубых абразивов, чтобы удалить глубокие царапины и неровности. Частицы любого абразива оставляют царапины на поверхности. Использование слишком мелкозернистого абразива сразу после грубого требует значительных затрат времени и не позволяет качественно отполировать поверхность.

Поверхность заглаживается абразивами с последовательным уменьшением размера частиц вплоть до их полного устранения или уменьшения до микроскопического размера.

После окончательной отделки-полирования изделие приобретает блестящую поверхность, что характеризуется чистотой поверхности, равной 12–14-му классу.

На каждом этапе шлифования и полирования нужно использовать водяное орошение участков, подвергаемых обработке, чтобы смыть отработанные абразивные частицы, так как остающиеся грубые частицы могут испортить отполированную поверхность. Не следует использовать абразивное вещество без увлажнения. Сухое полирование может существенно уменьшить эффективность абразивного инструмента и увеличить опасность перегрева поверхности.

Процесс полирования производится следующими методами:

- механическим;
- электрохимическим.

Процесс полирования проводят в специальных полировочных комнатах, с обязательным наличием вытяжных шкафов, в респираторных масках для предотвращения попадания мелкодисперсной пыли в дыхательные пути.

Полированием предусмотрено снятие минимального слоя материала, для чего вращающиеся щетки или фильцы покрываются специальными абразивными пастами. В состав этих паст входят абразивные и связующие материалы. В процессе полирования применяются инструменты и материалы, аналогичные употребляемым при шлифовании, но с иной, более мелкой структурой абразивного наполнителя.

Процесс полирования производится войлочными, матерчатыми, кожаными кругами, нитяными и волосяными щетками, укрепленными на валу шлифмотора. Эластические круги различного диаметра изготавливаются из корунда разной зернистости, круглых нитяных, волосяных или капроновых щеток с использованием полировочных паст, представляющих собой композиции из тонких полировочных абразивов, поверхностно-активных и связующих веществ. В качестве поверхностно-активных веществ применяют стеарин, парафин, воск, вазелин. По названию основного компонента различают хромовую, известняковую, кроковую и другие виды паст.

К полировочным абразивам, применяемым в зубопротезной технике, относятся:

- оксид железа (крокус) (Fe_2O_3);
- оксид хрома (Cr_2O_3);
- мелкодисперсный гипс;
- мелкодисперсный мел (CaCO_3).

В зуботехническом производстве очень популярны специальные пасты ГОИ (табл. 2), имеющие разную зернистость, предложенные Государственным оптическим институтом. Они используются для полировки металлов и сплавов.

Таблица 2

Состав паст ГОИ

Составляющие	Паста, %		
	грубая	средняя	тонкая
Оксид хрома	81	76	74
Силикагель	2	2	1,8
Стеарин	10	10	10
Жир расщипленный	5	10	10
Олеиновая кислота	—	—	2
Сода двууглекислая	—	—	0,2
Керосин	2	2	2
Продолжительность обработки, мин	7–10	4–7	1–3

Оксид хрома получают путем прокаливания смеси бихромата калия с серой. Он представляет собой зеленый порошок кристаллического строения, кристаллы в виде многогранников имеют большую прочность и твердость. Связующими материалами этих паст являются стеарин, парафин, вазелин и другие подобные вещества. Оксид хрома применяется в полировочных пастах, используемых для полировки твердых сплавов (нержавеющая сталь, кобальтохромовая сталь).

Оксид железа Fe_2O_3 — это порошок буровато-красного цвета. Кристаллы окиси железа по прочности уступают окиси хрома. Под названием «крокус» окись железа используется в пастах для полирования сплавов на основе золота, серебра, палладия.

4.4.4. Электрополирование

Электрополирование проводится в специальных электрополировальных установках с использованием электролитов для получения зеркальной поверхности металлического каркаса сложных ортопедических конструкций, таких как каркасы бюгельных протезов с замковыми креплениями и опорно-удерживающими кламмерами. В зависимости от сложности оборудования используется определенный режим: в кислоту погружают фиксированный зажимом на вертикальной штанге каркас протеза, который служит анодом. Время травления составляет несколько минут при плотности тока от 0,4 до 5 А/см². Для проведения полирования необходима сила тока 3,5–4,5 А, а электролит должен быть подогрет до температуры 35–45 °С. Работа подобных установок должна проводиться при достаточной вентиляции.

4.4.5. Алгоритм обработки зубных протезов и аппаратов

Процессы грубой, предварительной и окончательной обработки поверхности стоматологического изделия, будь то металлический каркас протеза или же несъемная (или съемная) конструкция протеза или аппарата, в настоящее время достаточно хорошо отработаны и технологически выверены.

На первом этапе грубой обработки металлических поверхностей зубных протезов после процесса литья предполагается очистка поверхности металлического каркаса от окалина и остатков огнеупорной массы. Это можно выполнить механическим или электролитическим способом.

Механическая очистка каркаса протеза в настоящее время осуществляется с помощью пескоструйного аппарата с давлением воздуха около 5 атм. и различным диаметром сопла, а также с использованием специальных абразивных порошков для струйной обработки. Это могут быть абразивные средства металлической и неметаллической природы и разной дисперсности. Для этих целей применяются различные фракции порошков: 25, 50, 110, 150, 250 мкм.

В зависимости от желаемой степени абразии используют очень крупное зерно корунда (например, для удаления паковоч-

ной массы в пескоструйном аппарате с циркуляцией песка) или очень мелкое зерно 25 мкм: например, для обработки фиссур на жевательных поверхностях керамических протезов. Более мелким зерном можно обрабатывать керамические поверхности для придания им шероховатостей. Для струйной обработки используется абразивное средство мелкого зёрнения — для сплавов благородных металлов, грубого — для неблагородных сплавов.

Грубая обработка в основном проводится 24-, 30- и 32-гранными твердосплавными фрезами или борами. Использование алмазного, корундового или карборундового инструмента крайне нежелательно в связи с возможным внедрением гранул абразива в металлический каркас, который в дальнейшем будет покрыт керамическим облицовочным материалом. При этом вероятность скола керамической массы очень велика. При облицовывании каркаса композитным материалом или же пластмассой возможно применение любого грубого абразивного инструмента (жесткие шлифкруги, прорезные и отрезные диски и т.п.). В этом случае поверхность протеза или его заготовки становится чистой от посторонних включений и приобретает матовую поверхность.

На следующем этапе проводится шлифование поверхностей с относительно глубокими рисками, оставшимися после грубой обработки. Оно проводится резиновыми и (или) силиконовыми головками, шлифовальными дисками. Поверхности протезов должны приобрести слабо-матовый вид с переходом на матово-блестящую поверхность.

Резиновые круги и головки изготавливаются с разной степенью дисперсности абразивного материала. Работать головками необходимо на относительно небольшой скорости с большим количеством воды, не перегревая поверхности, особенно пластмассовых и композитных материалов. Латекс, являющийся одним из связующих, к сожалению, может загрязнять поверхность облицовочного материала протеза.

Силиконовые головки после использования придают «сухой» блеск композиционному или керамическому материалу.

Полирование — заключительный этап отделки протезов. Как правило, оно проводится пастами на жировой или иной основе, редко всухую, без воды. Это первый этап придания блеска

поверхности протезов. На втором этапе — придания высокого блеска с классом чистоты около 14 — используются более мелкодисперсные пасты с водой или на жировой основе.

Полировочные диски также придают «сухой» блеск обрабатываемой поверхности. Они бывают на бумажной, а также на пленочной основе. Диски на пленочной основе более тонкие, гибкие, имеют желто-оранжевую гамму цвета.

Дисками работают на скорости не более 30 000 об./мин. Высокоабразивные диски — на скорости около 10 000 об./мин, менее абразивные — на больших скоростях.

Абразивные материалы могут использоваться не только для окончательной обработки, но и создания дополнительной шероховатости и улучшения ретенционных характеристик поверхностей.

При полировании пластмассовых изделий — коронок, съемных протезов — абразивный материал используется в виде кашицеобразной массы в смеси с водой. Эту массу наносят на специальные приспособления — фильцы или щетки, укрепленные на конусовидном наконечнике шлифмотора. Полирование проводится на скоростях около 3000 об./мин.

Тестовые задания

1. Продолжите определение: процесс шлифования — это ...
2. Продолжите определение: полирование — это ...
3. К полировочным абразивам, применяемым в зубопротезной технике, относятся:
 - 1) оксид железа (крокус) (Fe_2O_3);
 - 2) оксид хрома (Cr_2O_3);
 - 3) мелкодисперсный гипс;
 - 4) мелкодисперсный мел (CaCO_3);
 - 5) верно 1–4.
4. Оптимальная скорость абразива с сохранением его эффективной абразивной способности равна:
 - 1) 25–30 м/с;

- 2) 45–60 м/с;
- 3) 120 м/с.

5. Полирование цельнометаллических мостовидных протезов производится с помощью:

- 1) полировочной пасты;
- 2) шлифовальных эластичных кругов;
- 3) щетинных и нитяных щеток;
- 4) войлочных фильцев;
- 5) все ответы верны.

Ответы на вопросы

1. Обработка по удалению шероховатостей и неровностей с поверхности обрабатываемых стоматологических конструкций зубных протезов и аппаратов.
2. Конечный процесс обработки с целью получения гладкой, блестящей поверхности зубных протезов и аппаратов.
3. Верно 5.
4. Верно 1.
5. Верно 5.

Глава 5

Фиксирующие материалы

5.1. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ЦЕМЕНТОВ

Цемент — порошкообразное вяжущее, как правило, минеральное вещество, способное при замешивании с водой образовывать пластичную массу, при этом после окончательного затвердевания становится твердым веществом.

Стоматологические цементы в клинике широко применяются в качестве:

- пломбировочного материала;
- материала для фиксации несъемных протезов, ортодонтических аппаратов;
- подкладок под пломбы для защиты пульпы.

Для клиники ортопедической стоматологии наибольшее значение имеют фиксирующие материалы.

Одним из первых цементах был создан цинк-фосфатный цемент. Цинк-силико-фосфатные цементы применяются с 1878 г. как сочетание цинк-фосфатных и силикатных цементах. В начале 60-х годов прошлого столетия появились цементы хелатного типа, которые основаны на реакции твердения между гидроксидом кальция и другими оксидами и эфирами салициловой кислоты. Поликарбоксилатные цементы были разработаны в конце 1970-х годов как альтернатива цинк-фосфатным цементам. Стеклоиономерные цементы применяются в Европе с 1975 г.,

в США — с 1971 г. и сочетают в себе свойства силикатных и полимерных фиксирующих материалов.

Стоматологические цементы должны отвечать определенным требованиям:

- сохранять постоянство своего объема и не подвергаться деформациям при твердении и температурных нагрузках;
- обладать свойством адгезии к твердым тканям зуба;
- иметь температурный коэффициент объемного расширения, равный температурному коэффициенту объемного расширения твердых тканей зуба;
- быть индифферентными к тканям зуба и организму в целом;
- обладать термоизолирующим свойством;
- быть пластичными и технологически удобными при применении;
- отвечать эстетическим требованиям;
- не содержать остаточных продуктов полимеризации или кристаллизации.

Цементы различают по способу фиксации (временные, постоянные) и форме выпуска (порошок, жидкость, паста).

В зависимости от химического состава различают следующие виды цемента.

1. Минеральные (фосфатные):

- цинк-фосфатные;
- цинк-эвгенольные;
- силикатные;
- силикофосфатные.

2. Полимерные:

- поликарбоксилатные;
- стеклоиономерные.

Минеральные цементы представляют собой систему порошок—жидкость, в основе отверждения которых — кислотно-основная химическая реакция; конечный продукт — малорастворимое в воде и ротовой жидкости вещество.

В полимерных цементах в качестве жидкости используется раствор, содержащий органические кислоты — полимеры. В от-

личие от минеральных цемента в полимерных жидкая фаза представлена раствором полиакриловой кислоты, карбоксильные группы которой образуют химическую связь с кальцием тканей зуба.

При использовании цемента в клинике ортопедической стоматологии большое значение имеет механизм фиксации ортопедических конструкций, который обеспечивается за счет:

- *неадгезивного (механического) соединения*; оно характерно для минеральных цемента, которые не обладают адгезией на молекулярном уровне и фиксируют протез, используя шероховатости на поверхности зуба и протеза;
- *микромеханического сцепления*, которое типично для полимерных цемента, имеющих прочность на разрыв в 5 раз больше минеральных цемента; на шероховатых поверхностях они могут обеспечить микромеханическое сцепление; прочность на разрыв этих материалов иногда может превышать когезионную прочность с эмалью зуба;
- *молекулярной адгезии*, которая включает в себя физические силы (биполярные, Ван-дер-Ваальса) и химические связи (ионные, ковалентные) между молекулами двух различных веществ.

5.2. ЦИНК-ФОСФАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Цинк-фосфатный цемент имеет широкий диапазон применения — от фиксации или цементирования ортопедических несъемных конструкций и ортодонтических аппаратов до использования его в качестве прокладочных материалов для защиты пульпы от токсического воздействия материала постоянной пломбы или временного пломбировочного материала.

Цинк-фосфатный цемент состоит из порошка и жидкости; при замешивании добиваются густой или жидкой консистенции в зависимости от предназначения. Затвердевший цемент достаточно прочен и отличается невысоким водопоглощением. Незатвердевший цинк-фосфатный цемент имеет низкий pH, что может раздражать пульпу, поэтому при глубоких кариозных полостях требуется дополнительная защита пульпы лаком или

лечебной прокладкой. Порошок цинк-фосфатного цемента на 75–90% состоит из окиси цинка с добавлением окиси магния, окиси кремния и окиси алюминия.

Жидкость представляет собой водный раствор фосфорной кислоты. В жидкость также входят 2–3% алюминия и 0–9% цинка. Алюминий необходим для реакции образования цемента, тогда как цинк является замедлителем реакции между порошком и жидкостью, что обеспечивает достаточное время для работы.

Некоторые цементы имеют модифицированный состав. Они в качестве добавок могут содержать атомарное серебро (наносеребро), ионы серебра, фторид натрия, гидроокись кальция, окись меди и др. При смешивании компонентов происходит растворение поверхностного слоя, частичная нейтрализация жидкости, выделение тепла. При замешивании компонентов в условиях постоянного тепловыделения ускоряется химическая реакция их взаимодействия. Для снижения температуры смеси необходимо применять толстые стеклянные пластины для смешивания, увеличивающие теплоотведение. Самые последние разработки рецептуры цемента содержат наноприемли (кремний, серебро и др.), которые позволяют значительно снизить температурную составляющую на фоне повышения физико-механических свойств. Смешивание должно проводиться с постоянным добавлением небольшой порции порошка в жидкость и растиранием порошка цемента шпателем из нержавеющей стали с узкими лопатками. Добавку порошка увеличивают и повторяют растирание, доводя консистенцию смеси до требуемой. Время перемешивания цемента для фиксации коронок и вкладок — примерно 90 с, а время затвердевания — около 8 мин. На скорость затвердевания влияют дисперсность и состав порошка, степень его обжига, состав жидкости, наличие в ней влаги и т.д.

Цинк-фосфатные цементы применяют в:

- более жидкой консистенции — для фиксации вкладок и протезов с большим количеством опор;
- средней по вязкости консистенции — для фиксации ортопедических и ортодонтических аппаратов;
- густой консистенции — для пломбирования и изготовления прокладок.

Густота консистенции достигается увеличением доли порошка в смеси с жидкостью. Если консистенция гуще, чем требуется, то цемент во время наложения протеза не вытекает из-под коронок и вкладок, снижая качество их фиксации.

Достоинства цинк-фосфатных цементах: легко замешиваются, быстро затвердевают, имеют высокие прочностные и когезионные свойства.

Недостатки цинк-фосфатных цементах: раздражение пульпы, объясняемое, с одной стороны, кислой средой цементного теста, с другой — экзотермической реакцией затвердевания; отсутствие антибактериального эффекта и адгезии; достаточно заметная деструкция в полости рта.

5.3. ЦИНК-ЭВГЕНОВЫЕ ЦЕМЕНТЫ

К этому классу цементах относятся три основных типа:

- 1) простая комбинация оксида цинка и эвгенола;
- 2) материалы на основе оксида цинка и эвгенола могут содержать ускорители отверждения (оксид алюминия, ка-нифоль и полиметилметакрилат);
- 3) материалы на основе цинка и эвгенола с добавлением ортоэтоксibenзойной кислоты.

Между оксидом цинка и эвгенолом в присутствии воды происходит химическая реакция с образованием эвгенолята цинка.

Точный механизм реакции не вполне ясен. Затвердевшая масса содержит частицы эвгенолята цинка, связанные в матрице, и частицы непрореагировавшего оксида цинка с некоторым количеством свободного эвгенола. Для реакции необходима вода. Кроме того, реакция идет быстрее в присутствии ионов цинка и имеет обратимый характер, так как эвгенолят цинка легко гидролизуеться при наличии влаги с образованием эвгенола и гидроксида цинка. Это обуславливает быстрое разрушение цемента под действием ротовой жидкости. Для достижения максимальной прочности цемента необходимо соотношение порошка и жидкости 3:1 или 4:1 при достаточно длительном и интенсивном замешивании (до 10 мин). Эвгенол обладает антимикробным, седативным и легким раздражающим действием, что благоприятно

влияет на репаративные процессы в пульпе. Биосовместимость этого цемента очень высока, но он недостаточно прочен для постоянной фиксации, и к тому же у некоторых пациентов и медперсонала может наблюдаться гиперчувствительность к этому материалу. Поэтому данный вид цемента широко используется для временной фиксации ортопедических конструкций.

Для блокирования эвгенола используют гидрооксид кальция, при взаимодействии с которым образуется нерастворимый эвгенат кальция.

Замешивание материала типа паста—паста проводят до получения массы однородного цвета, а порошок—жидкость — на стеклянной пластинке путем добавления в жидкость сначала больших порций порошка, а затем меньших. Чтобы материал перестал липнуть к инструментам, замешивается более густая, тестообразная консистенция.

Цинк-эвгенольный и цинк-фосфатный цементы допускают замешивание порошка и жидкости в различных пропорциях в зависимости от назначения. Чем больше порошка, тем выше прочность, ниже — растворимость в ротовой жидкости и лучше остальные свойства цемента. При этом нужно учитывать, что более плотная паста твердеет быстрее и ее механические свойства выше. Соотношение порошка и жидкости должно обеспечивать полное смачивание порошка.

5.4. СИЛИКАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Силикатный цемент используется преимущественно для пломбирования кариозных полостей 3-го и 5-го классов, а также 1-го и 2-го классов в премолярах без прямой жевательной нагрузки. Силикатные цементы содержат:

- порошок из алюмосиликатов, а также оксида калия, фторида натрия, фторида кальция в небольших количествах;
- жидкость — водный раствор фосфорной кислоты, оксида цинка и гидроксида алюминия.

Время их твердения 8 мин. Долго это был единственный пломбировочный материал, выпускавшийся в нескольких оттенках.

Алюмосиликатное стекло в составе порошка, взаимодействуя с жидкостью в виде смеси фосфорных кислот, образует структурированный гель, проходящий через определенные фазы развития. В процессе довольно длительного (около 24 ч) созревания силикатный цемент выделяет свободную фосфорную кислоту, что негативно воздействует на живую пульпу. Поэтому этот цемент требует применения изолирующей прокладки или изоляционного лака.

Силикатный цемент почти не обладает адгезивностью к тканям зуба. Его положительное свойство — выделение ионов фтора.

5.5. СИЛИКОФОСФАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Силикофосфатные цементы существуют в течение многих лет как сочетание цинк-фосфатного и силикатного цемента в соотношении, как правило, 4:1, т.е. соединяют в себе эстетичность силикатов и прочность фосфатов. Они применяются для фиксации несъемных протезов и при временном и постоянном пломбировании жевательной группы зубов.

Цементный порошок представляет собой смесь, состоящую из 10–20% оксида цинка и силикатного стекла, смешанных механическим способом или сплавленных и повторно измельченных. Силикатное стекло содержит 12–25% фторидов. Некоторые рецепты фиксирующих материалов считаются «бактерицидными», так как в них присутствуют в небольших количествах соединения серебра. Жидкость содержит от 2 до 5% солей алюминия и цинка в водном 45–50% растворе ортофосфорной кислоты. За счет наличия оксида цинка в порошке нейтрализуется избыток кислоты и уменьшается неблагоприятное воздействие на пульпу. Затвердевший цемент состоит из непрореагировавших частиц стекла и оксида цинка, связанных вместе матрицей из алюмосиликат-фосфатного геля.

Процесс замешивания аналогичен таковому при применении цинк-фосфатного цемента, но следует использовать износоустойчивый шпатель и охлаждаемую пластину. Для обеспечения однородной смеси применяют специальный смеситель. Рабочее

время силикофосфатных цементах составляет 5–7 мин. Время затвердевания может быть увеличено применением охлажденной пластины для замешивания.

5.6. ФИКСИРУЮЩИЕ МАТЕРИАЛЫ НА ОСНОВЕ ПОЛИМЕРОВ

Большинство полимерных фиксирующих материалов относятся к числу акрилатов двух типов: на основе метилметакрилата и на основе ароматических диметакрилатов.

Метилметакриловые полимерные фиксирующие материалы применяются для фиксации виниров и вкладок, также их можно использовать для фиксации временных коронок. Порошок акриловых фиксирующих материалов представляет собой тонкоизмельченный полимер метилметакрилата или сополимер, содержащий перекись бензоила в качестве инициатора. В состав порошка могут входить также минеральный наполнитель и пигменты. Жидкость состоит из мономера метилметакрилата, содержащего аминный ускоритель.

Мономер размягчает частицы полимера и одновременно полимеризуется под воздействием свободных радикалов, образующихся при взаимодействии перекиси бензоила и аминного ускорителя. Затвердевшая масса состоит из новой полимерной матрицы, объединяющей нерастворенные, но набухшие гранулы первичного полимера. Жидкость добавляется в порошок при минимальном перемешивании шпателем в целях снижения количества воздушных пузырьков. В связи с тем что рабочее время фиксирующего материала очень короткое, смесь должна быть использована сразу. Излишки материала необходимо удалить на стадии окончательного затвердевания. На этапе затвердевания материал приобретает каучукообразную консистенцию и на этом этапе его удаление нежелательно, так как оно может привести к возникновению краевых дефектов. Реакция пульпы на эти виды фиксирующих материалов наблюдается очень редко.

Свойства акриловых полимерных материалов сопоставимы со свойствами быстротвердеющих пломбировочных материалов из акриловой пластмассы. У них выше прочность, ниже пористость и растворимость, чем у цементов, но они менее жесткие, не

упругие и не обеспечивают хорошей адгезии к твердым тканям зуба в присутствии влаги. Таким образом, к числу преимуществ акриловых полимерных фиксирующих материалов относятся сравнительно высокая прочность, низкая пористость и растворимость. Недостатки акриловых полимерных цементов: короткое рабочее время, неблагоприятное воздействие на пульпу и трудность удаления избытка цемента.

Диметакрилатные фиксирующие материалы разработаны на основе диметакрилатов и представляют собой сочетание ароматического диметакрилата с другими мономерами. Поставляются в виде двух вязких жидкостей, двух паст или в виде порошка и жидкости. Диметакрилатный цемент применяется для фиксации цельнолитых протезов и ортодонтических дуг. В порошок диметакрилатного фиксирующего материала входит тонкоизмельченное боросиликатное или кварцевое стекло, содержащее органическую перекись бензоила в качестве инициатора полимеризации. При смешивании с жидкостью происходит полимеризация смеси с образованием структуры композиционной пластмассы с большим количеством поперечных связей. Жидкость состоит из смеси ароматического диметакрилата, разбавленной алкилдиметакрилатом с низкой вязкостью. В качестве катализатора используется амин. Некоторые диметакрилатные материалы содержат фосфатный мономер для улучшения адгезии. Материалы, состоящие из двух паст, содержат смесь диметакрилата и других мономеров с различными количествами наполнителя в зависимости от марки, а также инициаторы химического или светового отверждения, подобные тем, которые применяются в композиционных пломбировочных материалах.

Пасты обычно смешивают при соотношении 1:1 до получения однородной массы, что обеспечивает минимальное попадание воздуха в смесь. Если используются соотношения, рекомендуемые для фиксации, то рабочее время составляет около 10–11 мин, время твердения — 6–7 мин.

Скорость затвердевания увеличивается при более высокой температуре в помещении и обычно уменьшается при длительном хранении. Адгезионная способность по отношению к эмали и дентину у этих материалов невелика, если эмаль и дентин не протравлены фосфорной кислотой. У материалов, содержащих

фосфатный мономер, адгезия улучшается, особенно к неблагородным металлам.

К достоинствам диметакрилатных фиксирующих материалов относятся высокая прочность и низкая растворимость. Основные недостатки: сложность обработки, затрудняющая получение пленки нужной толщины, неудобства при наложении протеза, раздражение пульпы, сложность удаления излишков материала. Также существуют композиционные фиксирующие материалы, состоящие из двух паст двойного отверждения (химического и светового) для фиксации несъемных протезов. Этот материал можно применять и в чисто светоотверждаемом варианте, например для временной фиксации виниров.

Для этого используют основную пасту без активатора. Применяемые при этом материалы, однако, должны иметь хорошую светопроницаемость во избежание неполного затвердевания. Фиксирующий материал не содержит эвгенола, поэтому хорошо подходит для фиксации керамических протезов. Для этого с помощью шпателя тщательно смешивают основную и катализаторную пасты в соотношении 1:1 в течение 15 с. После фиксации коронки на опорном зубе краевые участки (по контурам шейки) подвергаются фотополимеризации на протяжении 10–20 с. Дополнительная фотополимеризация с окклюзионной поверхности (20–40 с) улучшает фиксацию. Процесс фотополимеризации гарантирует немедленную фиксацию и дает возможность сразу же удалить излишки материала. В результате фотополимеризации полного затвердевания достигают при облучении каждой поверхности на протяжении 40 с. В результате химической полимеризации полного затвердевания достигают через 6–7 мин при температуре полости рта.

5.7. ПОЛИКАРБОКСИЛАТНЫЕ (ЦИНКПОЛИАКРИЛАТНЫЕ) ЦЕМЕНТЫ

Поликарбоксилатные цементы были разработаны как первые адгезионноспособные стоматологические цементы, в которых сочетается прочность фосфатных цемента с биологической переносимостью эвгенольных цемента. Порошок представля-

ет собой оксид цинка, в некоторых случаях с содержанием от 1 до 5% оксида магния. В цементах некоторых марок может присутствовать от 10 до 40% оксида алюминия или другого упрочняющего наполнителя. Для улучшения механических свойств и в качестве выщелачиваемого фтористого соединения в состав цемента может быть включено также немного фторида олова. Жидкость представляет собой 40% водный раствор полиакриловой кислоты или сополимера акриловой кислоты с другими органическими кислотами (например, итаконовой). Многочленные длинные молекулы полиакриловой кислоты взаимодействуют, с одной стороны, с оксидом цинка, а с другой — с кальцием твердых тканей зуба. Таким образом, между материалом и тканями зуба образуется не ретенционная (механическая) связь, а ионно-обменная (химическая). Такое соединение способствует образованию между искусственным материалом и зубом весьма плотного контакта, не допускающего микроподтекания.

Основное преимущество поликарбоксилатного цемента — его биологическая совместимость. Поликарбоксилатный цемент используют в качестве прокладочного материала и для фиксации ортопедических конструкций, но он растворяется в ротовой жидкости и не обладает высокой прочностью.

В консистенции для фиксации несъемных протезов рекомендуемое соотношение порошка и жидкости для большинства материалов составляет 1,5:1 по весу. Рабочее время при комнатной температуре продолжается в течение 8,5–12 мин, время затвердевания при 37 °C — около 6–9 мин. У материалов, замешиваемых на воде, время затвердевания обычно немного больше. Как и у других цементов, рабочее время можно значительно увеличить, замешивая материал на холодной пластине. Консистенция замешанного материала в отличие от многих других цементов сметанообразная, его масса должна течь со шпателя.

5.8. СТЕКЛОИОНОМЕРНЫЕ (ПОЛИАЛКЕНАТНЫЕ) ЦЕМЕНТЫ

Официальное название — стеклополиалкеноатные цементы, что указывает на их состав: кальций-фтор-алюмосиликатное стекло

(оксид кремния, оксид алюминия, фторид кальция, фосфат алюминия, соединение фторида натрия и алюминия), смешиваемое с полиакриловой кислотой. Для рентгеноконтрастности добавляют оксид цинка, бариевое стекло, стронций.

В «безводных» цементах в порошок вводят кристаллическую полиакриловую кислоту, вступающую в кислотно-основную реакцию только после растворения в воде. Такая комбинация компонентов позволяет увеличить срок хранения цемента, а также достичь во время замешивания очень жидкой консистенции.

Стеклоиономерные цементы следует подразделять на следующие группы.

1. По назначению:

- подкладочные;
- для постоянных пломб;
- для фиксации несъемных протезов и ортодонтических аппаратов;
- для пломбирования каналов с использованием штифтов.

2. По способу отверждения:

- химического отверждения;
- светоотверждаемые;
- комбинированные.

Наиболее важные свойства стеклоиономерных цемента:

- способность образовывать химическую связь с твердыми тканями зуба;
- отсутствие раздражающего действия на пульпу;
- незначительная растворимость в ротовых жидкостях;
- адгезия к дентину и композиционным материалам;
- рентгеноконтрастность;
- длительное выделение фторидов после затвердевания;
- устойчивость к кислотам и щелочам;
- прозрачность;
- близость коэффициента расширения к таковому у дентина.

В настоящее время выделяют классические и упрочненные стеклоиономерные цементы. Классические — это химически отверждаемые цементы, в состав которых входит минеральный реактивный порошок и жидкость на основе полиакриловой кислоты.

Упрочненные цементы содержат биологически активные добавки, увеличивающие прочность. Они могут быть полимерсодержащими, полимермодифицированными, металлосодержащими цементами.

Отверждение классических, полимерсодержащих и металлосодержащих цемента происходит обычно за счет кислотно-основной реакции, т.е. все они химически отверждаемые (в некоторых источниках их называют самоотверждаемыми).

Полимермодифицированные фиксирующие материалы отверждаются в результате протекания кислотно-основной реакции цемента и свободно-радикальной реакции полимера. В отличие от других полимермодифицированных фиксирующих материалов являются материалами двойного или тройного отверждения. В связи с тем что сказано выше, термин «цементы» к такого рода фиксирующим материалам не совсем подходит. Он не отражает в полной мере сути процесса отверждения, но, к сожалению, в последнее время широко используется производителями стоматологических материалов. Поэтому далее термин для этой группы материалов будет взят в кавычки.

При контакте с жидкостью ослабляется фиксация, а при пересушивании поверхности зуба или протеза возникают усадочные трещины в «цементе». В состав порошка полимерсодержащих цемента входят частички и волокна отвержденного полимера, а полимермодифицированный «цемент» содержит полимерные добавки, обеспечивающие свободно-радикальную реакцию полимеризации. В порошок фиксирующих материалов добавляются частички стекла, сплавленного с металлами, такими как золото, серебро. В металлосодержащих фиксирующих материалах содержатся опилки металлов или порошок амальгамы.

Жидкость классических, полимерсодержащих, металлосодержащих цемента состоит из раствора полиакриловой кислоты, водного раствора сополимера акриловой и итаконовой (или малеиновой) кислот; для контроля реакции отверждения вводят небольшое количество тартароновой кислоты, которая активирует диссоциацию ионов из стекла. Некоторые цементы содержат кристаллы сухой полиакриловой кислоты в составе порошка (так как в жидкости она может загустевать и терять свои

свойства), а в качестве жидкости используются вода или раствор тартароновой кислоты.

Жидкость полимермодифицированных «цементов» содержит 15–25% полимера (обычно гидрооксиэтилметакриловая кислота), а также менее 1% полимеризуемых групп и фотоинициатора.

В процессе отверждения классического, полимерсодержащего и металлосодержащего цементов поверхность стеклянных частиц растворяется с высвобождением ионов кальция и алюминия, которые вступают затем во взаимодействие с полиакриловой кислотой, формируя кальциевые и алюминиевые полиакрилатные цепи. Кальциевые — формируются и подвержены гидратации. Алюминиевые — формируются позже и, будучи растворимыми, обеспечивают физические, прочностные свойства материала.

Протекающая в этом случае кислотно-основная реакция ведет к диффузной адгезии частиц стекла к матрице. Полиакрилатные цепи создают пористое пространство, которое позволяет гидрооксид-ионам и ионам фтора мигрировать. Процесс отверждения относится к длительной реакции, которая продолжается как минимум 1 мес., а возможно, и дольше.

Процесс отверждения (полимеризации) полимермодифицированных цементов обеспечивает протекание двух реакций: кислотно-основной реакции нейтрализации и свободно-радикальной полимеризации акрилатов.

Полимеризация акрилатов может инициироваться при смешивании компонентов (химическая активация), а также при разложении инициатора фотополимеризации под действием света (световая активация). Таким образом, полимермодифицированные «цементы» могут быть двойного и тройного отверждения (фотоинициация, химическая инициация отверждения полимера и кислотно-основная реакция).

После замешивания экспозиция света вызывает быстрое отверждение материала на глубину проникновения света. Однако полные физические свойства достигаются через несколько дней по завершении кислотно-основной реакции, которая происходит аналогично цементам химического отверждения, хотя и в меньшей степени.

Соотношение жидкости и порошка меняет физические свойства цементов. Чем больше порошка, тем прочнее цемент, но при этом весь порошок должен быть увлажнен жидкостью. Однако одно из важнейших свойств цементов заключается в их способности к химической адгезии к минерализованным тканям. Механизмы такой адгезии основаны на процессах диффузии и адсорбции.

Адгезия инициируется при контакте полиакриловой кислоты, находящейся в цементе, с твердыми тканями зуба. Фосфатные ионы замещаются на карбоксилатные группы полиакриловой кислоты, при этом каждый фосфатный ион захватывает ион кальция для поддержания нейтральности.

Таким образом, на границе зуба и фиксирующего материала образуется ионообменная химическая связь за счет кальций-фосфатполиакриловой кристаллической структуры. При достижении такой связи невозможно нарушить адгезивное соединение тканей зуба и материала цемента. Адгезия к органическим компонентам дентина может происходить также за счет водородной связи или образования металлических ионных мостиков между карбоксильными группами поликислоты и коллагеном дентина.

Стеклоиономерные цементы обладают очень хорошей биосовместимостью. Реакция пульпы на стеклоиономерные цементы обычно благоприятная, хотя может быть незначительная воспалительная реакция, которая полностью исчезает через 10–20 дней. При ручном смешивании необходимо строгое соотношение порошка и жидкости, определенное производителем. Внимание должно быть уделено как возможности поглощения воды, так и ее потери. При замешивании цемента главной задачей является не растворение порошка в жидкости, что достигается при перетирании, а смачивание частичек порошка жидкостью, так как физические свойства цемента будут зависеть от количества нерастворенного стекла. Выделение ионов фтора также служит важнейшей характеристикой стеклоиономерных цементов. Эта способность проявляется в течение всего срока его существования, хотя несколько снижается через 2–3 мес. и может продолжаться как минимум 8 лет.

Стеклоиономерные цементы обеспечивают сохранение структуры тканей зубов за счет реминерализации и при этом отвечают эстетическим параметрам. Они химически связываются со структурами зуба, благодаря ионообменным процессам длительно выделяют ионы фтора, а также аккумулируют эти ионы из внешней среды.

Отрицательные качества стеклоиономерных цемента заключаются в невысокой механической прочности, шероховатости поверхности, длительности окончательного твердения (часы, сутки).

5.9. ХЕЛАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Многие ученые проводили исследования смеси оксида цинка и других оксидов с различными жидкими хелатными добавками для улучшения цинк-оксид-эвгеноловых цемента. Наибольшее применение для фиксации несъемных протезов и подкладок под пломбы получила жидкость, содержащая ортоэтоксibenзойную кислоту. Порошок хелатного цемента представляет собой в основном оксид цинка. Кроме того, он содержит от 20 до 30% оксида алюминия или других минеральных наполнителей. В нем могут присутствовать также полимерные усиливающие добавки, например полиметилметакрилат. Жидкость на 50–66% состоит из этоксибензойной кислоты, остальное приходится на эвгенол. Механизм отверждения хелатных цемента включает в себя образование хелатных солей между ортоэтоксibenзойной кислотой, эвгенолом и оксидом цинка.

Затвердевание ускоряется под действием тех же факторов, что и у цинк-оксид-эвгеноловых цемента. Для получения оптимальных свойств цемента следует использовать как можно более высокое соотношение порошка и жидкости (3,5 г/мл для фиксации и 5–6 г/мл для подкладок). Замешивание проводят в течение 2 мин. Время отверждения в полости рта — 7–13 мин. Ретенция коронок и ортодонтических аппаратов, укрепленных при помощи этих цемента, значительно ниже, чем в случае использования цинк-фосфатных цемента. При этом максимальная прочность цемента достигается через несколько дней после затвердевания.

Основные достоинства цемента этой группы: легкость замешивания, продолжительное рабочее время, хорошая текучесть и незначительное раздражение пульпы. Прочность и толщина пленки сопоставимы с таковыми у цинк-фосфатных цемента. К числу основных недостатков относятся: разрушение цемента в результате гидролиза под действием ротовой жидкости, подверженность пластическим деформациям и более низкое сопротивление на растяжение, чем у цинк-фосфатных цемента.

В последнее время широко изучались цементы на основе винилиновой кислоты. Они не имеют запаха, отличаются высокой прочностью и низкой растворимостью, не оказывают замедляющего действия на полимеризацию винила. Эти материалы используются для фиксации вкладок, коронок и мостовидных протезов, для временного пломбирования зубов, а также для подкладок под пломбы.

Тестовые задания

1. Цинк-фосфатные цементы обладают положительными свойствами:

- 1) растворимостью в ротовой жидкости;
- 2) адгезией, нетоксичностью;
- 3) прочностью;
- 4) эстетичностью;
- 5) дороговизной.

2. Цинк-фосфатные цементы обладают отрицательными свойствами:

- 1) пластичностью;
- 2) адгезией;
- 3) вязкостью, недостаточной прочностью;
- 4) токсичностью;
- 5) рентгеноконтрастностью.

3. Положительные свойства стеклоиономерных цемента:

- 1) химическая адгезия;
- 2) чувствительность к влаге;
- 3) чувствительность к пересушиванию;

- 4) механическая прочность;
- 5) хрупкость.

4. Силикатные цементы обладают положительным свойством:

- 1) эстетическими качествами;
- 2) высокой токсичностью;
- 3) хрупкостью;
- 4) усадкой при твердении;
- 5) прочностью.

5. Положительные свойства силикофосфатных цемента:

- 1) механическая прочность, пластичность;
- 2) токсичность;
- 3) недостаточная устойчивость к среде полости рта;
- 4) неэстетичность;
- 5) усадка.

6. Основной составляющей (до 95%) порошка фосфат-цемента является оксид:

- 1) кремния;
- 2) магния;
- 3) цинка;
- 4) кальция;
- 5) алюминия.

7. Для постоянной фиксации несъемных протезов применяют:

- 1) репин;
- 2) цементы;
- 3) масляный дентин;
- 4) водный дентин;
- 5) акриловые пластмассы.

8. Основной (до 47%) порошка силикатных цемента является оксид:

- 1) кремния;
- 2) магния;

- 3) цинка;
- 4) кальция;
- 5) фтора.

9. Для замешивания фосфатных цементов используется:

- 1) полиакриловая кислота;
- 2) дистиллированная вода;
- 3) ортофосфорная кислота;
- 4) малеиновая кислота;
- 5) физиологический раствор.

10. Для временной фиксации несъемных протезов применяют:

- 1) эластичные пластмассы;
- 2) стеклоиономерный цемент;
- 3) масляный дентин;
- 4) водный дентин;
- 5) акриловые пластмассы.

11. Для постоянной фиксации несъемных протезов применяют:

- 1) репин;
- 2) масляный дентин;
- 3) поликарбоксилатный цемент;
- 4) верно 1 и 2;
- 5) верно 2 и 3.

Ответы на вопросы

- | | |
|-------------|--------------|
| 1. Верно 2. | 7. Верно 2. |
| 2. Верно 3. | 8. Верно 1. |
| 3. Верно 1. | 9. Верно 3. |
| 4. Верно 1. | 10. Верно 4. |
| 5. Верно 1. | 11. Верно 3. |
| 6. Верно 3. | |

Глава 6

Дезинфекция в клинической и лабораторной практике

Во время проведения комплекса стоматологических мероприятий проявляется так называемая стоматологическая перекрестная инфекция. В ней принимает участие стоматологическая бригада (врач-стоматолог и его ассистент, медсестра, заведующий производством, зубной техник, литейщик), а также пациент и члены его семьи. Таким образом, образуется круг перекрестной инфекции, представленный на рис. 2.

Стоматологическая перекрестная инфекция — это та же самая внутрибольничная инфекция в амбулаторных условиях. В Российской Федерации, по далеко не полным данным, ежегодно насчитывается 30–35 тыс. случаев внутрибольничных инфекций. Одна из основных причин сложившейся ситуации — нарушение санитарно-эпидемиологического режима: работа врачей и среднего медперсонала, в том числе и зубных техников, без защитных очков, перчаток и масок, недостаточная стерилизация инструментов, неадекватная дезинфекция помещений и др. Стоматологи-ортопеды и их ближайшие помощники — медицинские сестры и зубные техники — относятся к группе повышенного профессионального риска по заболеваемости вирусного гепатита и ВИЧ-инфекции. Риск заболевания у стоматологов в 3,6 раза выше, чем у врачей других специальностей. Повышенный профессиональный риск стоматологов и сотрудников сто-



Рис. 2. Передача внутрибольничной инфекции

матологических учреждений связан в первую очередь с тем, что наибольшая концентрация вирусов гепатита и ВИЧ-инфекции обнаружена в крови и в меньшей степени в слюне. Необходимо постоянно учитывать возможность существования в полости рта практически здорового пациента патогенных микроорганизмов: вирусов гриппа, герпеса, риновирусов, микобактерий, дифтерии, стафилококков, стрептококков, пневмококков, грибов и др. Всего в полости рта и глотке человека встречается более 300 видов микроорганизмов. Стоматологам приходится контактировать со множеством различных микроорганизмов, находящихся в слюне и крови пациентов. Они могут быть причиной таких инфекций, как простуда, пневмония, туберкулез, герпес, гепатит В (HBV), гепатит С (HCV) и ВИЧ (HIV). Последние данные свидетельствуют также о том, что микроорганизмы полости рта вызывают системные инфекции и участвуют в развитии таких хронических заболеваний, как атеросклероз коронарных артерий. В стоматологических поликлиниках, отделениях и зубопротезных лабораториях велика вирусная и бактериальная обсемененность различных объектов. К ним относятся: руки врачей, медсестер,

зубных техников; рабочие столы, оттиски, модели, протезы и многое другое.

Экспериментально доказано, что при контакте медицинского персонала и зубных техников с инфицированным материалом существует реальная угроза возникновения внутрибольничной перекрестной инфекции. Оттиски контактируют в полости рта со слюной, слюзью, кровью пациента и поэтому представляют собой фактор передачи инфекции от пациента к медработнику и другому пациенту.

В стоматологии возможны следующие источники и факторы передачи инфекции:

- пациенты с клинически выраженными инфекционными заболеваниями;
- здоровые микробоносители (*Streptococcus pyogenes*, *Neisseria meningitides*, *Haemophilus influenzae*);
- объекты внешней среды (воздух, биопленки в гидроблоках оборудования, само оборудование, инструменты).

Пути передачи инфекции могут быть:

- аэрогенное распространение;
- воздушно-пылевое распространение.

Факторы передачи: чешуйки кожи, перевязочный материал, твердые поверхности. Многие вирусы и микроорганизмы распространяются и с аэрозолями. Аэрозоли образуются при разговоре, чиханье, кашле и при всех манипуляциях в полости рта. Плотность аэрозолей возрастает при ультразвуковой чистке, вентилировании, спринцевании. Передача инфекции от человека к человеку осуществляется также при непосредственном контакте, через руки, одежду, полотенца и т.д. Таким путем передаются вирусы гепатита В и С, вирус простого герпеса, грамотрицательные палочки, *S. aureus*.

6.1. МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ДЕЗИНФЕКЦИИ И СТЕРИЛИЗАЦИИ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

В ортопедической стоматологии борьба с микроорганизмами включает дезинфекцию и стерилизацию.

Дезинфекция — процесс, снижающий количество патогенных микроорганизмов, спор, бактерий, а также токсинов с неживых объектов или кожного покрова до уровня, не представляющего опасности для здоровья.

Стерилизация — полная деструкция всех форм жизни, особенно бактериальных, споровых, вирусных.

Среди мер дезинфекции, эффективность которых доказуема, химическая дезинфекция наименее важна. Более надежным является, например, соблюдение медперсоналом санитарно-эпидемиологического режима. Стерилизация — самая надежная из всех микробицидных и микробиостатических мер. В тех случаях, когда стерилизация невозможна или не применяется, проводится термическая дезинфекция, которая все равно лучше, чем использование химических средств. При всем многообразии дезинфицирующих средств количество компонентов, входящих в их состав, весьма ограничено. В состав препаратов входят такие действующие вещества, как галогены, спирты, перекиси, фенолы, четвертичные аммониевые соединения, альдегиды, третичные амины, кислоты. Следует учесть, что у каждого из этих соединений есть определенный спектр антимикробной активности, который и определяет эффективность дезинфицирующего средства, изготовленного на основе данного соединения. В некоторых случаях сочетание нескольких химических агентов позволяет расширить антимикробный спектр действия препарата (эффект синергизма), но определяющее действие обеспечивается основным химическим веществом, входящим в данный препарат.

Для эффективного применения того или иного дезинфектанта необходимо иметь четкое представление о спектре антимикробной активности веществ, входящих в состав дезинфицирующих средств (табл. 3).

В табл. 4 представлены основные характеристики дезинфектантов и химических стерилиантов, используемых в стоматологии.

Уровень активности химических соединений, наиболее часто используемых в рецептурах дезинфицирующих препаратов, представлен в табл. 5.

Таблица 3

**Спектр антимикробной активности действующих веществ
дезинфицирующих средств**

Действующее вещество	Возбудитель					
	грамположитель- ные/грамотрица- тельные бактерии		грибы	мико- бакте- рии	оболочные и безоболочные вирусы	
Глutarовый альдегид						
Спирты						
Фенолы						
Четвертичные аммониевые соединения (ЧАС)						
Гуанидины						
Перекисные соединения						
Йод						
Спирты						
полная эффективность		ограниченная эффективность		отсутствие эффективности		

Современные методы дезинфекции в стоматологии могут осуществляться при помощи механических, физических, химических и биологических средств.

Механический метод дезинфекции. Механический метод дезинфекции не уничтожает микроорганизмы. Он основан на удалении микрофлоры с объектов, включая патогенные и условно-патогенные формы. Достигается это путем фильтрации воздуха, воды через разнообразные конструкции фильтров, обработки твердых и мягких поверхностей пылесосом, механической очистки объектов. Механический метод применяют в качестве первого этапа обработки. Он проводится в целях удаления загрязнений с наружной и внутренней поверхности протезов и других медицинских изделий. В результате проведенной очистки снижается их обсемененность микроорганизмами.

Таблица 4

Основные характеристики дезинфектантов, используемых в стоматологии

Действующее вещество	Активность	Преимущества	Недостатки	Использование
Спирты (этиловый и изопропиловый)	Эффективность против вегетативных микроорганизмов, грибов, микобактерий. Изопропанол не активен в отношении тех, которых мелких липофильных вирусов	Быстрое действие, отсутствие остаточного химического эффекта. Не оставляет пятен	Для достижения адекватного уровня дезинфекции необходим влажный контакт в течение 5 мин. Отсутствует спороцидная активность и остаточное действия. Снижение концентрации за счет выветривания. Возгораемы. Могут сушить кожу и вызывать ее раздражение. Инактивируются органическими веществами. Приводят к набуханию и повышению твердости резины и пластика	Дезинфекция наружных поверхностей и некоторого оборудования (стетоскопов). В качестве кожных антисептиков
Четвертичные аммониевые соединения	Эффективность против грамположительных и некоторых грамотрицательных вегетативных бактерий, грибов, липофильных вирусов	Детергентная активность	Подавление эффективности в присутствии органических материалов. Нет спороцидного и туберкулоцидного эффектов, отсутствие эффективности против гидрофильных вирусов. Легко абсорбируются и нейтрализуются многими материалами (хлопок, шерсть). Несовместимы с мылом из-за щелочности. Некоторые могут быть контаминированы грамотрицательными микроорганизмами	Рутинная очистка стен, полов, мебели. Могут использоваться для дезинфекции некритических поверхностей

Продолжение ⇨

Продолжение табл. 4

Действующее вещество	Активность	Преимущества	Недостатки	Использование
Фенолы	Эффективность против широкого ряда микроорганизмов	Оставляют остаточную пленку на дезинфицируемых поверхностях	Могут вызывать раздражение и депигментацию кожи. Инактивируются органическими материалами. Разъедают резину и некоторые пластмассы. Необходим контакт в течение не менее 10 мин. Не используются в отделениях для новорожденных (могут провоцировать анемию)	Обеззараживание больничного оборудования и помещений. Некритические медицинские приборы и инструменты
Хлорактивные соединения	Эффективность против бактерий (включая микробактерии), грибов, вирусов	Низкая стоимость, высокая активность, быстрота действия	Вызывают коррозию металлов, проблемы в комбинировании с детергентами. Инактивируются органическими соединениями. Могут отбеливать ткани. Потенциальная канцерогенность при контакте с формальдегидом. Растворы хлорактивных препаратов нестабильны, но в сточных водах не разлагаются, а образуют устойчивые галогенорганические соединения, представляющие достаточную опасность (канцерогены, мутагены, тератогены)	Аппараты для почечного диализа. Удаление пятен крови с поверхностей. Дезинфекция унитазов, раковин, ванн
Йодактивные соединения	Эффективность против бактерий, грибов, вирусов	Быстрота действия. Отсутствие токсичности и раздражающего эффекта. Сильное дегерментное действие	Вызывают коррозию металлов. Ухудшают качество резины и некоторых пластмасс. Могут вызывать ожоги тканей. Инактивируются органическими материалами. Оставляют пятна. Не обладают спороцидной активностью	Дезинфекция некоторых предметов (термометров, ванн для гидротерапии)

Действующее вещество	Активность	Преимущества	Недостатки	Использование
Перекись водорода	Широкий спектр активности против микроорганизмов, включая споры	Может способствовать снятию органического загрязнения, не фиксирует кровь. Не требует активации. Без запаха, нетоксична. Безопасность для окружающей среды. Легко удаляется	При попадании в глаза может вызывать ожоги. Обладает обесцвечивающим эффектом и несовместима с такими металлами, как латунь, цинк, медь, никель, серебро. Возможно отрицательное влияние на качество материалов эндоскопов	Ручная или автоматическая дезинфекция больничного оборудования, включая эндоскопы
Надуксусная кислота	Широкий спектр активности против микроорганизмов, включая споры	Быстроота действия при низких концентрациях и температурах. Эффективность в присутствии органических материалов. Не требует активации. Совместима с многими другими дезинфектантами	Дорогостоящая. Возможный отрицательный эффект на качество материалов эндоскопов. Концентрат может вызывать ожоги кожи и слизистых. Нестабильна	Автоматический процесс обработки эндоскопов, бронхоскопов и другого оборудования, чувствительного к нагреванию
Глутаровый альдегид	Широкий спектр активности против микроорганизмов, включая споры	Не повреждает изделия из резины, металлов. Эффективен в присутствии органических материалов. Применим на оптических инструментах	Нестабильность. Высокая стоимость. Нуждается в активации. Может вызывать ожоги кожи и слизистых. Фиксация белковых загрязнений	Дезинфекция высокого уровня (эндоскопы)

Продолжение

Окончание табл. 4

Действующее вещество	Активность	Преимущества	Недостатки	Использование
Формальдегид	Широкий спектр активности против микроорганизмов, включая споры	Не требует активации	Потенциальное канцерогенное действие (ограничение прямого контакта). Резкий запах, раздражающее действие	Обработка гемодиализаторов, дезинфекция водных систем
Третичные амины	Широкий спектр активности против микроорганизмов, включая споры, активный туберкулоцид	Стабильны, хорошо растворимы в воде, не повреждают обрабатываемые поверхности, обладают моющими свойствами. Относительно мало-токсичны	—	Широкое применение для обработки изделий медицинского назначения

Таблица 5

**Уровень активности химических соединений
дезинфицирующих препаратов**

Химическое соединение	Концентрация, %	Уровень активности
Глутаровый альдегид	2	Высокий
Третичные амины	1–4	Высокий
Формальдегид	1–8	Высокий
Перекись водорода стабилизированная	2	Высокий
Соединения фенола	0,5–3	Промежуточный
Четвертично-аммониевые соединения	0,1–0,2	Низкий

Дезинфекция с применением физического метода. Физический метод дезинфекции — это уничтожение или снижение численности популяции возбудителей под действием физических факторов (высокая температура, ультрафиолетовое излучение, ультразвук, инфракрасные лучи, автоклавирувание, микроволновое облучение, применение гамма-лучей, стерилизация газом окиси этилена, метод динамической плазменной обработки и т.п.).

Дезинфекция с применением физического метода обеспечивает гибель микроорганизмов за счет антимикробного действия физических дезинфицирующих агентов. Физический метод экологически чист и при соблюдении соответствующих методических указаний безопасен для персонала. Перед дезинфекцией с применением одного из физических методов производят очистку изделий или инструмента от органических загрязнений в емкостях с проточной водой.

Для дезинфекции медицинских изделий применяют разогретые до высокой температуры воду и/или воздух — кипячением, обработкой сухим горячим воздухом, водяным насыщенным паром или паровоздушной смесью. Паровой метод — автоклавирувание — наиболее активный метод дезинфекции, так как пар способен глубоко проникать в обрабатываемые объекты и обеспечивать гибель всех видов микроорганизмов, включая

споровые формы. Ультрафиолетовый метод — действенное профилактическое санитарно-противоэпидемическое средство, направленное на подавление жизнедеятельности микроорганизмов в воздушной среде и на поверхностях помещений и др. Но перечисленные методы в той или иной степени обладают рядом недостатков, а именно: частичная гибель вегетативной флоры, разрушение достаточно прочных металлов и сплавов стоматологического инструментария, ухудшение качества оттисков и зубных протезов, нарушение параметров гипсовых моделей, дороговизна используемых методов.

Химические методы дезинфекции — это уничтожение или снижение численности популяции возбудителей под воздействием химических веществ. В лечебных учреждениях для дезинфекции широко применяют химические препараты — дезинфектанты. Дезинфицирующие средства производят в виде следующих форм:

- таблетки, гранулы, порошки, жидкие концентраты (растворы, эмульсии, пасты, кремы и др.);
- газы;
- готовые формы применения (рабочие растворы, бактерицидные салфетки, лаки, краски, аэрозольные баллоны).

Дезинфекция с применением химического метода заключается в полном погружении медицинских изделий и инструментов в раствор в специальные емкости из стекла, пластмассы или металла. Полости и каналы изделий должны быть заполнены дезинфицирующим раствором. Для изделий, не соприкасающихся с пациентом, может быть применен способ протирания салфеткой, смоченной в растворе дезинфектанта. Эффективность данного метода зависит от длительности погружения в дезинфицирующий раствор, активность его значительно снижается при наличии органических включений. Недостатки химической дезинфекции: длительность, отсутствие универсального раствора, возникновение аллергических реакций.

В современной стоматологической практике широко используются разнообразные дезинфицирующие средства отечественных и зарубежных производителей. Наиболее часто используемыми и активнордействующими веществами в основных дезинфи-

цирующих средствах, применяемых в стоматологии, являются: гипохлорит натрия, гипохлорит кальция, глутаровый альдегид, хлорамин, хлоргексидин, спирты, перекись водорода, катамин АБ, бигуаниды, фенол, формальдегид, надуксусная кислота, йодофоры. Активность этих препаратов в той или иной степени распространяется на различные виды бактерий, спор, вирусов, грибов. Сохранение геометрических размеров и качество полученных по обрабатываемым оттискам моделей зависит также от вида оттискового материала.

Особую группу дезинфицирующих средств представляют препараты, содержащие в качестве действующего начала соединения из группы поверхностно-активных веществ, в частности четвертичных аммониевых соединений, так как эти вещества не раздражают верхние дыхательные пути, не имеют резкого запаха, обладают моющими свойствами. Долгое время считалось, что эти соединения обладают ограниченным спектром действия; например, не оказывают влияния на безлипидные РНК-вирусы, микобактерии туберкулеза, некоторые виды грибов. Вместе с тем сочетание их с другими веществами (глутаровый альдегид, перекись водорода и др.) позволяет создать средства, обладающие вирулицидным, туберкулоцидным и фунгицидным действием. В зависимости от концентрации активных компонентов подобные дезсредства могут давать как дезинфицирующий, так и стерилизующий эффект. Они обладают высокой антибактериальной активностью в отношении грамотрицательных и грамположительных бактерий, микобактерий, вирусов грибов, спор бацилл.

В последнее время широко дискутируется вопрос о целесообразности применения дезсредств методом орошения. Установлено, что эффективность средств дезинфекции при применении метода иммерсии (погружения) значительно выше. Например, средства на основе йодофора не инактивируют вирус ветряночного стоматита при орошении оттиска в течение 30 мин, в то время как погружение в раствор вызывает гибель вируса через 10 мин. Достаточно эффективным и безвредным способом дезинфекции оттисков считается обработка их 0,5% раствором хлоргексидина в 70% этиловом спирте в течение 1 мин.

Дезинфицирующие средства оказывают различное влияние на свойства определенных групп оттисковых материалов. Наибольшее значение при этом имеет точность размеров получаемых гипсовых моделей и качество их поверхностей. Изучение влияния дезинфектантов разной природы на стабильность размеров и структуру поверхности оттисков из силикона показало их незначительные изменения. В то же время сделан вывод, что для каждого оттискового материала должно быть подобрано свое дезсредство.

Многие из дезинфицирующих средств изготовлены на основе альдегидов (глутаровый альдегид, янтарный альдегид) как основных действующих веществ, которые являются наиболее щадящими по отношению к материалам, используемым при изготовлении оттисков и зубных протезов. Но многие из них фиксируют загрязнения органической природы на поверхности изделий, которые необходимо предварительно отмывать. В меньшей степени фиксирующие свойства выражены у средств, содержащих моющие добавки или дезинфицирующие компоненты, позволяющие снизить содержание глутарового альдегида.

Средства на основе перекиси водорода обладают широким спектром антимикробной активности. Они экологически безопасны, однако способны повреждать инструменты, сделанные из коррозионно-неустойчивых материалов. Менее агрессивными дезинфицирующими средствами являются препараты на основе спиртов и поверхностно-активных веществ, рекомендованных для дезинфекции изделий из различных материалов, в том числе термолабильных. Но спектр их антимикробного действия сужен, они не обладают спороцидной активностью, не все из них обеззараживают изделия, контаминированные микобактериями туберкулеза.

Менее перспективны для дезинфекции медицинских изделий хлорсодержащие средства (в частности, для инструментов из металлов) в связи с тем, что в большей или меньшей степени вызывают коррозию. Гипохлорид натрия в настоящее время используется в стоматологии как дезинфицирующее средство; подробно изучаются его свойства и возможные способы применения. Анолиты, получаемые электрохимическим методом

на установках разного типа, вызывают гибель основных видов микроорганизмов, патогенных и условно-патогенных, включая споры, способствуют коррозии инструментов из металлов (кроме сплавов титана). Нейтральные анолиты обладают не только дезинфицирующими, но и моющими свойствами, что позволяет рекомендовать их для предстерилизационной очистки медицинских изделий. Дезинфицирующие средства выпускаются в разнообразных видах, в том числе и в аэрозольных упаковках. Они содержат в своем составе хлоргексидина глюконат (0,02%) и этиловый спирт (70%). Обладают бактерицидным и фунгицидным действием. Используются для дезинфекции любых твердых поверхностей, включая стоматологические кресла, рабочие столы, инструменты и т.д. Дезсредства пригодны для санитарной обработки пола и стен кабинета. Для этого его достаточно распылить в течение 10 с.

Кроме этого, выпускаются дезинфицирующие салфетки с цитрусовым ароматом в пластмассовых контейнерах для обработки медицинского оборудования и инструментов. Активные вещества этих салфеток (спирты и четвертичные соединения аммония) обеспечивают широкий спектр действия: бактерицидное (уничтожает микобактерии туберкулеза за 1–5 мин), фунгицидное и противовирусное (в течение 30 с действует против вируса гепатита В и СПИДа).

Биологический метод дезинфекции — это уничтожение возбудителей инфекционных болезней во внешней среде средствами биологической природы (с помощью микробов-антагонистов); имеет строго специфическое назначение.

6.2. КАЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ И ОСНОВНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ, ПРЕДЪЯВЛЯЕМЫЕ К ДЕЗИНФЕКЦИОННЫМ СРЕДСТВАМ

Современный дезинфектант должен отвечать нескольким основным требованиям, без осуществления которых ни один препарат не может быть рекомендован для применения.

- Микробиологическая эффективность; высокая вирулицидная, бактерицидная и фунгицидная активность, т.е. ис-

пользуемые дезинфицирующие средства, предназначенные для обеззараживания медицинских изделий, должны обладать широким спектром антимикробной активности — вызывать гибель грамположительных и грамотрицательных бактерий (в том числе микобактерий туберкулеза), дрожжеподобных грибов рода *Candida*, инактивировать вирусы, особенно возбудителей парентеральных (вирусных) гепатитов, ВИЧ-инфекции, герпеса, цитомегалии.

- Совместимость с обрабатываемыми материалами. За «золотой стандарт» здесь принимается воздействие, которое оказывает на материалы глутаровый альдегид: не оказывает отрицательное воздействие на свойства оттискового материала; не нарушает структуру и объем оттисковых масс; не влияет на качество и точность получаемых гипсовых моделей; при обеззараживании стоматологических материалов и инструментов отсутствуют негативные последствия (например, коррозия инструментов из металлов); не меняет и не ухудшает качество поверхности материалов зубных протезов.
- По роду применения эти средства должны обладать малой токсичностью, активностью в небольших концентрациях; широким спектром действия; стабильностью при хранении; легкостью в использовании; удобством транспортирования; дешевизной.
- Безопасность для персонала и пациентов.
- Экономичность.
- Удобная скорость действия (требуемая экспозиция).
- Простота в приготовлении, применении, удалении.

К сожалению, на сегодняшний день ни один из применяемых препаратов не обладает всеми перечисленными свойствами.

6.3. ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ДЕЗИНФЕКЦИИ И СТЕРИЛИЗАЦИИ

В настоящее время выпускаются различные наборы оборудования, например автоклав, термостат, и биологические индикаторы для контроля качества стерилизации. Биологический индикатор

тор предназначен для контроля проникновения пара в труднодоступные участки инструментов и помещается в автоклав для контроля за стерилизационным циклом. По завершении цикла другой индикатор помещается в термостат, который обеспечивает температуру инкубации 56 °С. В нем одновременно могут находиться 14 индикаторов. Результаты становятся известны через 24–48 ч. Изменение цвета среды указывает на присутствие жизнеспособных организмов, что говорит о неполной стерилизации. Более простым вариантом проверки качества стерилизации при автоклавировании является индикаторная лента. Изменение цвета полосок при автоклавировании позволяет получить мгновенную информацию о достижении заданного режима и сделать соответствующий вывод о качестве стерилизации.

Для стерилизации стоматологических инструментов в клиниках используют различные автоклавы. Так, в электронных стоматологических автоклавах для стерилизации управление всеми фазами процесса осуществляется автоматически. Воздух из камер автоклавов удаляют, используя метод термодинамического вытеснения. Эти автоклавы имеют вакуумную сушку, позволяющую в конце процесса стерилизации получать из камеры абсолютно сухие инструменты.

Методы стерилизации характеризуются соотношением между температурой и временем. Существует 4 основных температурно-временных варианта стерилизации:

- 1) 115–118 °С в течение 30 мин;
- 2) 121–124 °С в течение 15 мин;
- 3) 126–129 °С в течение 10 мин;
- 4) 134–138 °С в течение 3 мин.

Установлено, что сухожаровые шкафы, длительное время применявшиеся для стерилизации, «укорачивают жизнь» дорогостоящим инструментам.

Дезинфекцию стоматологических инструментов можно проводить в специальных приборах под давлением с помощью особого раствора, а для паровой стерилизации применяют автоклав, который оснащен микропроцессором и принтером. Мягкая паровая стерилизация эффективно борется с возбудителями СПИДа и других инфекций.

Наиболее прогрессивен метод ультразвуковой мойки в ванне с очищающим раствором, который позволяет проводить одно-временную обработку металлических оттисковых ложек и инструментов. Кроме того, продаются специальные упаковочные машины, которые осуществляют предстерилизационную упаковку инструмента в защитные одноразовые пакеты, что дает возможность сохранять стерильность инструментов длительное время и без дополнительных затрат.

6.4. СТЕРИЛИЗАЦИЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИНСТРУМЕНТОВ

Стерилизации инструментов предшествует предстерилизационная обработка, которая предполагает механическое (чаще ручное) удаление с их поверхности остатков тех или иных загрязнений. Так, для очищения поверхностей от остатков гипса можно использовать специальный растворитель гипсов.

Существуют следующие методы стерилизации инструментов: газовый, паром под давлением, сухим жаром, жидкими стерилизантами (табл. 6).

Таблица 6

Методы стерилизации инструментов

Метод	Преимущества	Недостатки
Газовая стерилизация	- Быстро и легко позволяет стерилизовать в фабричной и бумажной упаковке - Высокая степень надежности	- Инструменты могут оставаться влажными и подвергаться коррозии - Требуется упаковка - Повреждаются пластиковые изделия - Некоторые острые инструменты могут затупиться
Паром под давлением	- Быстро позволяет стерилизовать в упаковке - Проникает через бумажную упаковку - Высокая степень надежности - Не вызывает коррозии - Оставляет инструменты сухими	- Требуется хорошая вентиляция - Объем загрузки ограничен - Не проникает в фабричную упаковку - Повреждаются некоторые пластиковые изделия - Возобновление специального раствора повышает расходы

Метод	Преимущества	Недостатки
Сухим жаром	• Дешево и просто • Высокая степень надежности • Оставляет инструменты сухими • Инструменты не ржавеют • Удобно в использовании	• Требуется больше времени • Требуется аккуратная загрузка • Повреждаются пластиковые изделия • Расплавляются или разрушаются некоторые металлы и места пайки • Обугливается ткань
Жидкими стерилизантами	• Простота использования • Позволяет стерилизовать инструменты, повреждаемые при нагревании	• Ограниченный срок годности • Невозможна проверка эффективности • При обслуживании требуется защитная одежда • Необходима специальная вентиляция для удаления токсичных испарений • Невозможно стерилизовать в упаковке • Необходимо промывание стерильной водой • Может вызывать коррозию инструментов

6.5. ДЕЗИНФЕКЦИЯ ОТТИСКОВ

Многочисленные исследования показывают, что гипсовые модели, отлитые по контаминированным оттискам, содержат на поверхности большое количество микроорганизмов. По рекомендации Американского центра по заболеваемости, ассоциации стоматологов, Британского стоматологического комитета, а также отечественных исследователей оттиски необходимо тщательно очищать от крови и слюны и дезинфицировать перед направлением в зуботехническую лабораторию. Доказано, что простое промывание оттисков не приводит к безопасному снижению их бактериального и вирусного загрязнения. В то же время исследования, проведенные в клиниках нашей страны и других странах, показали, что, несмотря на разработанные методики и наличие дезинфицирующих средств, многие стоматологи и средний медперсонал пренебрегают дезинфекцией оттисков, зубных протезов и их заготовок и ограничиваются их промыванием, что может привести к внутрибольничной перекрестной инфекции.

Проведение эффективных противоэпидемических мероприятий в клинике и лаборатории, а также соблюдение общих мер предосторожности предотвращает перекрестное заражение стоматологов, обслуживающего персонала, техников и пациентов. Вместе с тем в процессе практической деятельности врачей-стоматологов и зубных техников часто выявляется неадекватное применение методов дезинфекции и стерилизации, а в некоторых случаях полное отсутствие дезинфицирующих мероприятий, например в зуботехнической лаборатории на разных этапах изготовления зубных протезов или ортодонтических аппаратов.

Дезинфекция оттисков с применением химических средств в обязательном порядке начинается с ополаскивания их струей проточной воды в течение 1 мин. Затем их погружают в дезинфицирующий раствор в зависимости от вида обеззараживающего средства и оттискового материала. Дезинфекцию оттисков проводят в эмалированной или стеклянной посуде под закрытой крышкой или в эксикаторе при полном погружении оттисков в раствор. При этом уровень поверхности раствора над оттиском должен быть не менее 1 см. По окончании процедуры оттиски извлекают из раствора и повторно промывают струей проточной воды в течение 1 мин для смывания остатков дезинфектанта.

Для дезинфекции альгинатных, силиконовых, полисульфидных оттисков и заготовок протезов можно применять готовые растворы, в которых активными веществами являются четвертичные аммониевые соединения и альдегиды. Эти растворы обладают бактерицидным, фунгицидным и антивирусным (в отношении вирусов гепатита и СПИДа) действием.

Во всех странах популярны гидроколлоидные оттисковые материалы из-за их низкой стоимости, простоты применения, точности получаемых моделей. Однако при погружении их в воду и дезрастворы они значительно набухают и теряют размерную точность. Сохранение размеров и качества оттиска из гидроколлоидных оттисковых масс обеспечивают следующие методики дезинфекции:

- погружение оттисков на 60 мин в 2% глутаровый альдегид (ГА);

- двукратная обработка орошением 2% ГА и хранение в течение 10 мин под влажной марлей или в эксикаторе;
- погружение оттисков на 30 мин в 2% щелочной или 0,13% нейтральный ГА.

Аналогичные данные получаются при обработке гидроколлоидных оттисков глиоксалем и фенолом глутаральдегида. Значительное изменение поверхности альгинатного оттиска происходит при обработке его 60% этиловым спиртом. Неприемлемые изменения размеров альгинатных оттисков происходят при погружении их на 1 ч в раствор хлорамина, в то же время обработка их методом орошения не приводит к деформации оттисков. Доказано значительное изменение альгинатных оттисков при погружении их в препараты фенола. Также неприемлемо для дезинфекции применение водных растворов хлоргексидина, спиртовых растворов в сочетании с перекисью водорода.

Ряд исследователей считают, что проблема дезинфекции оттисковых материалов решается с помощью антимикробных компонентов, которые вносятся в порошок альгинатной массы. Эти ингредиенты должны обладать следующими свойствами: отсутствие токсичности и раздражающего действия на слизистую оболочку, влияние на физико-химические свойства оттисковых материалов. При этом материалы оттисков должны приобрести кратковременные (до получения модели) антимикробные свойства, так как оттисковые материалы содержат 30–100% микроорганизмов, которые опасны для пациентов с пониженным иммунитетом.

Для улучшения качества дезинфекции оттисков создаются новые альгинатные оттисковые материалы. Новые материалы обеспечивают высокий уровень дезинфекции против вирусов парентеральных гепатитов и ВИЧ, стабильны в размерах, хорошо воспроизводят детали поверхности, обеспечивают гибель микроорганизмов во всех слоях оттиска.

В России сертифицирован препарат МД-520, не содержащий хлора и относящийся к 3–4-му классу токсичности. Средство позволяет провести дезинфекцию оттисков из всех видов материалов, восковых шаблонов и заготовок.

Выпускается специальный антисептический гипс, который предотвращает заражение вирусами полиомиелита и герпеса, об-

ладает всеми необходимыми качествами модельного материала. Вместе с тем если оттиск не обеззаражен и доставляется в зуботехническую лабораторию, то микроорганизмы все равно распространяются на окружающие объекты.

Есть предложения замешивать гипс на 0,25% растворе хлорамин или 80% растворе хлорамина, содержащем дополнительно 20% активного хлора. В других случаях в гипс добавляется 5,25% раствора гипохлорита натрия. При этом не наблюдается роста бактерий, сохраняются структура гипса, форма и размеры модели.

С помощью физических средств возможно уничтожение патогенных бактерий, вирусов, грибов, риккетсий, простейших и токсинов. Наиболее приемлемы эти методы для обеззараживания гипсовых оттисков, которые в настоящее время применяются довольно редко. Промытые водой гипсовые оттиски подвергаются воздействию ультрафиолетовых и инфракрасных лучей с длиной волны 2000–4000 Å при экспозиции 20 мин и расстоянии от источника 50–80 см. В данном случае погибают вегетативная флора (кроме микобактерий туберкулеза) и споровые формы бактерий. Доступным методом обеззараживания гипсовых оттисков является микроволновое облучение. Недостаток этого метода в том, что он неэффективен в отношении споровых форм бактерий и вирусов.

Ультразвуковая обработка оттисков не нашла широкого применения вследствие дороговизны и отсутствия бактерицидного эффекта. Дезинфекция полисульфидных оттисков производится с применением ультрафиолетовых лучей и использованием специальной камеры, излучающей ультрафиолетовые лучи с длиной волны 254 нм. Этот способ уничтожает бактериальную загрязненность, но даже при предварительном промывании оттиска на нем сохраняются остатки крови, слюны, органического материала, которые значительно снижают проницаемость ультрафиолетовых лучей. Стерилизация паром и этиленом в газовом автоклаве — довольно приемлемый метод, так как в данном случае не происходит достоверных различий размеров оттисков в сравнении с контролем.

Весьма эффективен метод плазменной обработки. Оптимальный режим для обработки альгинатных материалов в аппарате «СП-2» — температура 65–75 °С в течение 5 мин; для кристал-

лизующихся — до 75 °С в течение 2–3 мин; силиконовых — от 60 до 65 °С в течение 2 мин. Использование физических методов дезинфекции и стерилизации оттисков не нашло широкого применения, в основном из-за уязвимости оттисковых материалов к воздействию таких факторов, как высокая и низкая температура, водопоглощение, высушивание, облучение и др. Возможности стерилизации оттисков, т.е. деструкции всех форм жизни, особенно бактериальных и вирусных, существующими методами ограничены. Эффективность дезинфекции оттисков во многом зависит от вида оттискового материала, дезинфицирующего средства и его концентрации, от времени экспозиции. В табл. 7 представлена соответствующая схема дезинфекции оттисков.

Таблица 7

Схема дезинфекции оттисков

Оттисковый материал	Дезинфицирующее средство	Концентрация, %	Экспозиция, мин
Силиконовый	Гипохлорит натрия	0,5	20
	Глутаровый альдегид	2,5 (рН 7,0–8,7)	5
	Дезоксон	0,1	10
	Перекись водорода	6	10
		4	15
Альгинатный	Глутаровый альдегид	2,5 (рН 7,0–8,7)	10
Полисульфидный	Глутаровый альдегид	2	5

Физические методы дезинфекции и стерилизации (например, ультразвуковая, плазменная обработка) в отношении оттисков не получили широкого применения, главным образом из-за уязвимости оттисковых материалов к воздействию таких факторов, как высокая и низкая температура, высушивание, облучение и др.

Для целей дезинфекции можно использовать ультразвуковые установки. Методика заключается в том, что оттиски предварительно промывают проточной водой, а затем помещают в ванну установки с подогретым до 37 °С моющим раствором: 3% раствором перекиси водорода — 200 мл, проточной воды — 795 мл, порошка «Лотос» — 5 г. Время экспозиции — 60 с. Температура раствора соответствует температуре полости рта человека, благо-

даря чему несколько снижается возможность усадки оттисков, которая бывает из-за разницы температуры полости рта и температуры в клиническом кабинете.

В практике применяют аппараты, которые осуществляют ультразвуковую очистку оттисков, инструментов, съемных протезов, принимаемых в починку с использованием антисептических средств. Затем изделия погружают в дезинфицирующий раствор на 10 мин, промывают в проточной воде и запаивают в пластмассовый пакет с надписью «продезинфицировано». Недостатком ультразвуковой обработки оттисков считается нарушение соединения оттиска и оттисковой ложки и как следствие его деформация.

Рассмотренные методы дезинфекции и дезактивации — наиболее перспективные и современные, но не удовлетворяющие всем требованиям для использования в стоматологической практике. Не все практические и теоретические вопросы решены: в частности, нет исчерпывающих данных о микробном загрязнении оттисков при различных состояниях полости рта, о распределении микробов по их поверхности, влиянии рельефа оттиска на качество дезинфекции. Отсутствуют сведения о влиянии предварительной антисептической обработки полости рта на микробную обсемененность оттисков. Недостаточно освещены вопросы дезинфекции вспомогательных материалов (воска, гипса, оттисковых масс и др.) перед их утилизацией. Вместе с тем химическая обработка оттисков с использованием в качестве действующих веществ четвертично-аммониевых соединений в комплексе с добавками, повышающими спектр действия препаратов, — один из ведущих методов дезинфекции оттисков. Очень важны и перспективны разработки по приданию оттисковым материалам антимикробных свойств.

6.6. ДЕЗИНФЕКЦИЯ И УХОД ЗА СЪЕМНЫМИ ПЛАСТИНОЧНЫМИ ПРОТЕЗАМИ

Пожилые люди из-за своего физического состояния и ограничения подвижности недостаточно хорошо ухаживают за полостью рта и протезами. Все съемные протезы являются раздражите-

лями для тканей полости рта, состояние которой ухудшается, если протез загрязнен. Акриловые полимеры наиболее часто используются для изготовления базиса протезов и служат хорошим плацдармом для роста и размножения микроорганизмов. На поверхности пластмассовых базисов съемных пластиночных протезов существуют микроскопические поры. На одном протезе, по данным различных авторов, содержится от 1×10^5 до 2×10^5 микроорганизмов, что соответствует числу микробов на оттиске. Часть этих микроорганизмов высокорезистентны к воздействию факторов внешней среды. Наличие в полости рта съемных пластиночных протезов, недостаточный гигиенический уход за ними способствуют проникновению ротовой жидкости в материал базиса и образованию на его поверхности зубного налета, в котором содержатся углеводы, белки, клетки слущенного эпителия, лейкоциты и др. В результате в полости рта и на протезе создаются благоприятные условия для появления микробного дисбаланса и жизнедеятельности грибов, особенно рода *Candida albicans*. Продукты метаболизма *Candida albicans* (молочная кислота и др.) могут вызывать боли, жжение и гиперемию в области слизистой оболочки протезного ложа. Увеличение количества микрофлоры ведет к усилению ферментативных процессов, что способствует повышению интоксикации организма. При обсеменении съемных протезов колониями микроорганизмов возникает необходимость обрабатывать их антисептиками, дезодорантами и специальными средствами. Механическая очистка, даже с помощью ультразвуковых приборов, может лишь отчасти удалить микроорганизмы (бактерии и грибы) с поверхности протезов. Необходимо дополнительно обработать поверхность химическими и дезинфицирующими средствами. Очищение с помощью химических и дезинфицирующих средств — важный компонент эффективного ухода за искусственными зубами.

На отечественном стоматологическом рынке представлены специальные средства для очистки и дезинфекции съемных зубных протезов. Следует особо выделить среди этих средств растворимые таблетки. Они обладают очищающим и дезодорирующим эффектами, удаляют с поверхности съемного протеза или съемной ортодонтической конструкции бактериальный налет,

остатки пищи и поверхностную пигментацию, включая окрашивание от чая, кофе, никотина. Биоформула препарата обеспечивает свежесть дыхания и чистоту за счет того, что биологические растворители белка удаляют постоянно возникающий налет, который на 50% состоит из белка; активный кислород, высвобождающийся при растворении, распределяет чистящее вещество по всей поверхности протеза; активные вещества, снимающие поверхностное натяжение, обеспечивают доступ чистящих средств ко всем участкам протеза. Кроме того, эти средства удобны в транспортировке, хранении, применении. К сожалению, в составе многих из этих средств содержатся сильные окислители, в частности пероксид водорода. При очистке съемных зубных протезов активный кислород делает поверхность акриловых протезов пористой и шероховатой, в то время как дезинфицирующие средства, не содержащие активного кислорода, менее агрессивны по отношению к материалам, из которых изготовлены медицинские изделия.

За последние годы ассортимент дезинфицирующих средств для очистки и дезинфекции съемных зубных протезов значительно расширился за счет препаратов на основе альдегидов, катионных поверхностно-активных веществ четвертично-аммониевых соединений солей аминов и др., которые не нарушают поверхности съемных зубных протезов.

До появления специальных гигиенических средств для ухода за съемными протезами ограничивались мытьем их теплой водой с мылом, зубным порошком и щеткой, причем применяли щетки с жесткой щетиной, а также обрабатывали их растворами фурацилина, марганцовки и другими слабыми антисептиками. В настоящее время существуют различные методы очистки съемных протезов: механическая очистка, химическая дезинфекция, автоклавирование, газовая и плазменная стерилизации, стерилизация в поле СВЧ, ультразвуковая.

К сожалению, не во всех стоматологических поликлиниках возможно проведение газовой и плазменной стерилизации, стерилизации в поле СВЧ и ультразвуковой очистки съемных зубных протезов в связи с отсутствием соответствующего оборудования и его дороговизной. К тому же указанные методы, в том

числе и автоклавирование, подразумевают частое посещение стоматологических поликлиник лицами пожилого и старческого возраста, что не всегда возможно вследствие их соматического состояния.

К средствам гигиены, предназначенных для гигиенической обработки и очищения съемных пластиночных протезов и ортодонтических конструкций, относятся:

- мануальные двухсторонние щетки; на обеих сторонах головки щетки имеются два щеточных поля; с одной стороны — для очищения внутренней поверхности протеза, с другой — для очищения наружной поверхности протеза;
- антисептические растворимые таблетки для приготовления растворов с целью обработки съемных протезов;
- антисептические растворимые порошки для приготовления растворов с целью обработки съемных протезов;
- концентрированные жидкие средства для обработки;
- сухие и жидкие средства для дезодорирования и обеззараживания съемных протезов;
- контейнеры для хранения съемных протезов, снабженных ультрафиолетовыми источниками света;
- средства для высушивания протезов после обработки — мягкие салфетки, полотенца и специальные фены.

Кроме того, необходимо помнить о показаниях к применению тех или иных препаратов. Например, существуют жесткие и эластичные базисные материалы, конструкции протезов (с металлическими включениями и без них), различные материалы для искусственных зубов. Все материалы должны иметь четкую и подробную инструкцию к применению, а пациенту следует получить полноценные наставления от лечащего врача. Некоторые пациенты, не вникая в суть препарата, начинают полоскать рот после приема пищи средством, предназначенным для дезинфекции протеза, прочитав на рекламном листке, что оно уничтожает большинство микробов полости рта. Последствия такой «дезинфекции» нетрудно предвидеть.

Существуют препараты и способы, предназначенные только для очищения протезов или только для дезинфекции, а также

сочетающие в себе функции очищения и дезинфекции. Иногда встречаются случаи возникновения аллергической реакции на готовые чистящие средства для протезов. Предположительно это может произойти по вине одного из входящих в чистящие средства компонентов — персульфата, так как персульфат входит в большинство готовых продуктов, являясь чистящим и отбеливающим препаратом. Необходимо помнить, что все готовые чистящие средства предназначены только для использования вне ротовой полости — в специальном контейнере. После извлечения зубного протеза из контейнера остатки чистящего вещества следует тщательно промыть, прежде чем протез будет вновь установлен в ротовой полости. Готовые чистящие средства ни в коем случае нельзя жевать, глотать или использовать для полоскания рта. Некоторые зарегистрированные несчастные случаи произошли из-за неправильного использования чистящих средств (полоскания или проглатывания). В связи с этим их необходимо четко подразделять и соответственно знать требования к тем и другим препаратам.

Предлагаем некоторые рекомендации по дезинфекции протезов.

- Следует тщательно почистить зубы щеткой, а затем промыть их водой. Так как жесткие щетки для чистки зубных протезов оставляют невидимые на первый взгляд царапины на их поверхности, рекомендуется чистить протезы с помощью мягкой нейлоновой щетки.
- После чистки протез поместите в готовый чистящий раствор или, если раствор необходимо приготовить, добавьте в стакан с водой столько порошка, таблеток или капель концентрированного раствора, столько указано в инструкции. После выдержки протеза в очищающем растворе смойте дезсредство водой, удалив все следы раствора. Если в протезах есть металлические детали, используйте только те растворы, которые рекомендует ваш стоматолог. Это позволит избежать коррозии.
- Соблюдайте указания по времени замачивания.

Исследования показали, что в большинстве случаев удается уничтожить около 90% всех микроорганизмов, располагающихся

на поверхности протеза, за 10–20 мин. Замачивание же на всю ночь наиболее эффективно.

6.7. ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ СПОСОБОВ ДЕЗИНФЕКЦИИ

Основная и важная проблема в современной практической ортопедической стоматологии — оценка дезинфицирующих средств, а также способов, применяемых в практике дезинфекции основных и вспомогательных материалов. Для оценки эффективности действия дезинфицирующих растворов чаще всего используется микробиологический анализ смывов с обрабатываемой поверхности.

Микробиологическое исследование играет важную роль в диагностике, профилактике и лечении инфекционных и гнойно-воспалительных заболеваний. Основная цель бактериологического исследования — установить факт наличия или отсутствия возбудителя на поверхности того или иного объекта, его качественная характеристика и идентификация. Метод заключается в следующем: исследуемый материал собирают тампоном непосредственно с поверхности, подвергшейся микробному загрязнению (оттиски, восковые композиции и протезы после врачебных манипуляций). Полученный патологический материал для микробиологического исследования должен быть доставлен в лабораторию, где его микроскопируют и засевают на плотные питательные среды общего назначения (кровяной, шоколадный и/или сывороточный агар), а также селективно-ингибирующие среды. Выбор набора питательных сред зависит от вида исследуемого материала и цели исследования. Непременным условием является получение изолированных колоний, используемых для получения чистых культур, их дифференциации и дальнейшей идентификации. Параллельно испытуемый материал засевают в жидкие или полужидкие среды обогащения (сахарный бульон, сывороточный бульон, тиогликолевая среда), что особенно важно при содержании небольшого количества микроорганизмов в биоматериале. Посевы инкубируются в термостате в течение 3–5 дней с ежедневным высевом на плотные питательные среды.

Качественный анализ микроорганизмов, оставшихся на оттисковых массах, проводят следующим образом. Образцы масс берут из разных мест оттисковых форм, помещают в стерильный солевой раствор и перемешивают взбалтыванием для удаления поверхностных микроорганизмов. Затем 0,1 мл полученной жидкости вносят в чашку Петри на соответствующую твердую питательную среду. Результаты эксперимента оценивают через 24 ч. Каждый опыт сопровождается двумя контрольными исследованиями, после этого рассчитывают плотность загрязнения. В настоящее время в продаже имеются микротест-системы для идентификации стафилококков, стрептококков и энтерококков, неферментирующих микроорганизмов, анаэробов.

В связи с выходом на рынок новых микробиологических анализаторов, вероятно, появятся и новые тест-системы для идентификации микроорганизмов, пригодные не только для автоматизированного считывания с помощью анализатора, но и для визуального учета результатов с последующей идентификацией с помощью кодов (профилей) или компьютерных программ. Микробиологическое исследование — основа в изучении эффективности дезинфицирующих средств и методов дезинфекции в современной ортопедической стоматологии.

6.8. ИНДИВИДУАЛЬНАЯ ЗАЩИТА ПЕРСОНАЛА

Специфика стоматологической помощи в целом определяет риск передачи инфекции во время стандартных процедур. Возможности минимизации риска для врачей, пациентов, зубных техников и обслуживающего персонала зависят от того, как поддерживается противоэпидемический режим, основные правила которого следующие:

1) индивидуальная защита персонала:

- очки для работающего и пациента, защитный экран;
- регулярно сменяемые маска, перчатки и защитная одежда;
- обучение персонала;
- использование индивидуальных стоматологических наборов (повторное использование набора или отдельных инструментов из него запрещается);

- 2) неукоснительное выполнение требований режима (очистка и стерилизация инструментов, дезинфекция оттисков, использование одноразовых материалов, дезинфекция поверхностей);
- 3) взаимодействие с пациентом (сбор анамнеза);
- 4) общепрофилактические меры (мытьё рук с применением безводных составов для обработки рук, барьерные средства).

При проведении дезинфекционных мероприятий следует соблюдать следующие меры предосторожности:

- рабочие растворы готовить в вытяжном шкафу при работающей приточно-вытяжной вентиляции;
- дезинфекцию проводить в резиновых перчатках и защитных очках; по окончании работы руки следует вымыть с мылом и смазать кремом;
- необходимо опасаться попадания препаратов в глаза и на кожу; если же это случилось, то пораженную область быстро, тщательно и обильно промывают водой.

6.9. ГИГИЕНИЧЕСКИЕ МЕРОПРИЯТИЯ В ЗУБОТЕХНИЧЕСКОЙ ЛАБОРАТОРИИ

Технологический процесс ортопедического лечения и производства зубных протезов при отсутствии профилактических мероприятий — опасный источник перекрестного заражения врачей, техников, пациентов и вспомогательного персонала. Персонал зуботехнической лаборатории, занятый непосредственным изготовлением зубных протезов, должен обеспечиваться спецодеждой, включающей чистый рабочий халат, головной убор — колпак (шапочка), лицевую маску, защитные очки и перчатки. Головной убор предназначен не только для защиты от загрязнений производственными материалами в процессе деятельности, но и для обеспечения безопасности при работе с высокооборотными аппаратами (предохранения от попадания волос во вращающиеся элементы полировочных моторов или других аппаратов). Уборку помещений зуботехнической лаборатории проводят влажным способом не реже 2 раз в день с использованием дезинфектантов. Генеральную уборку проводят один раз в месяц.

Все инструменты, используемые в зуботехнической лаборатории для производственного процесса, подвергаются инфицированию и обязательно должны быть дезинфицированы в конце рабочего дня. Изделия зуботехнической лаборатории и инструменты, используемые при их создании, которые не контактируют с раневой поверхностью и кровью, должны подвергаться дезинфекции. Все изделия зуботехнической лаборатории и инструменты, которые применяются в производственном процессе, контактирующие с кровью или слизистой оболочкой, должны быть подвержены предстерилизационной очистке и последующей стерилизации любым из приемлемых методов с учетом особенностей материалов, из которых они выполнены. Инструменты и материалы, предназначенные для производства новых зубных протезов, должны содержаться отдельно от инструментов для работ с протезами, побывавшими в полости рта пациента.

Полировочные фильцы желательно тщательно промывать и автоклавировать после каждого использования. Щетки для полирования следует дезинфицировать не менее одного раза в день. На обработку каждого нового протеза следует заготовить новую порцию полировочной пемзы, остаток после применения выбрасывается. Пемзу целесообразно разводить жидким дезинфектантом (например, раствором гипохлорита натрия в пропорции 1:20). При добавлении трех частей калиевого мыла к дезраствору пемзовая смесь приобретет вид суспензии. Резиновые чашки, шпатели, гипсовые ножи, наковальни, молотки обрабатывают 3% раствором хлорамина, 4% раствором «Лизетол АФ», 4% раствором препарата ИД-212, 2% раствором «Дюльбак ДБТ». Время дезинфекционной выдержки: «Лизетол АФ» и ИД-212 — 30 мин; «Дюльбак ДТБ/Л» — 45 мин; раствор хлорамина — 60 мин.

Для очистки оттисковых ложек от любых альгинатов, гипса, силиконовых материалов применяется универсальный аэрозольный растворитель с апельсиновым запахом на основе терпеновых масел. При этом оттисковой материал растворяется за 30 с. Для удаления остатков воска с инструментов, оборудования, очистки оттисковых ложек существуют специально разработанные растворы.

Тестовые задания

1. Продолжите определение: дезинфекция — это процесс...
2. Самым эффективным и безвредным способом дезинфекции оттисков считается обработка их:
 - 1) 0,5% раствором хлоргексидина в 70% этиловом спирте в течение 1 мин;
 - 2) 0,5% раствором гипохлорида в 70% этиловом спирте в течение 10 мин;
 - 3) 0,5% раствором хлоргексидина в течение 1 мин.
3. Укажите, через какое время будет известен результат при использовании биологических индикаторов для контроля за проникновением пара в труднодоступные участки инструментов:
 - 1) через 24–48 ч;
 - 2) через 12–24 ч;
 - 3) через 4–8 ч.
4. Укажите основные температурно-временные варианты стерилизации:
 - 1) 115–118 °С в течение 30 мин;
 - 2) 121–124 °С в течение 15 мин;
 - 3) 126–129 °С в течение 10 мин;
 - 4) 134–138 °С в течение 3 мин;
 - 5) 115–118 °С в течение 40 мин.
5. Промытые водой гипсовые оттиски подвергаются воздействию:
 - 1) ультрафиолетовых и инфракрасных лучей с длиной волны 2000–4000 Å при экспозиции 20 мин и расстоянии от источника 50–80 см;
 - 2) ультрафиолетовых и инфракрасных лучей с длиной волны 1000 Å при экспозиции 10 мин и расстоянии от источника 100 см;
 - 3) ультрафиолетовых и инфракрасных лучей с длиной волны 4000–8000 Å при экспозиции 5 мин и расстоянии от источника 30–40 см.

6. Сухожаровая стерилизация предназначена для:

- 1) перевязочного материала;
- 2) белья;
- 3) ватных валиков;
- 4) цельнометаллических инструментов;
- 5) шовного материала.

7. После использования инструменты, соприкасающиеся с кровью и слизистой оболочкой, помещают в:

- 1) дезинфицирующий раствор;
- 2) сухожаровой шкаф;
- 3) глассперленовый стерилизатор;
- 4) «Терминатор»;
- 5) автоклав.

8. С помощью микробиологического анализа смывов определяют:

- 1) остатки крови на инструментах;
- 2) остатки моющих средств;
- 3) стерильность инструментов;
- 4) наличие или отсутствие возбудителя.

9. Оттиски дезинфицируются у больных:

- 1) ВИЧ-инфицированных;
- 2) гепатитинфицированных;
- 3) ВИЧ- и гепатитинфицированных;
- 4) всех;
- 5) с сифилисом.

Ответы на вопросы

1. Дезинфекция — это процесс, снижающий количество патогенных микроорганизмов, спор, бактерий, а также токсинов с неживых объектов или кожного покрова до уровня, не представляющего опасности для здоровья.

- | | | | |
|-------------|---------------|-------------|-------------|
| 2. Верно 1. | 4. Верно 1–4. | 6. Верно 4. | 8. Верно 4. |
| 3. Верно 1. | 5. Верно 1. | 7. Верно 1. | 9. Верно 4. |

Терминологический словарь

Абразив — материалы для шлифования и полирования, представляющие собой мелкозернистые, порошкообразные вещества высокой твердости. Имеют свойство частично или полностью самозатачиваться, так как их твердость выше, чем твердость шлифуемого материала. Абразивы применяются иногда в виде порошка, но чаще в виде абразивного инструмента: шлифовальных кругов, брусков, бумаги.

Абразивные материалы — см. Материалы абразивные.

Абразивный индекс (AI) — см. Индекс абразивный.

Абразия (стирание) — механический процесс для удаления с поверхности одного материала под действием другого.

Абсорбция (лат. *absorption* — поглощение) — поглощение вещества всем объемом поглотителя — абсорбента (для сравнения: *адсорбция* — поверхностное поглощение).

Агент дезинфицирующий — действующее вещество (ДВ), обеспечивающее умерщвление патогенных и условно-патогенных микроорганизмов на (в) объектах окружающей среды.

Агент стерилизующий — действующее начало, обеспечивающее гибель микроорганизмов всех видов на (в) изделиях медицинского назначения.

Агент сшивающий — мономер, содержащий две или более группы в молекуле, способные к полимеризации. При полиме-

ризации каждая группа может соединяться с растущей цепью макромолекулы, создавая или разветвленную цепь, или поперечную сшивку между двумя макромолекулами.

Агенты хелатные — химические вещества, используемые для удаления неорганических ионов из структуры зубных тканей. Обычно в качестве хелатного агента применяют динатриевую соль этилендиаминтетрауксусной кислоты (ЭДТА).

Адгезивы — вещества, усиливающие или создающие адгезию. Одни из них представляют собой густые жидкости или гели и используются для фиксации облицовки к поверхности металла или зубных тканей. Они еще называются связующими веществами. Другие, порошки или пасты, наносятся на внутреннюю поверхность базисов съемных протезов, усиливая фиксацию последних.

Адгезия — сцепление поверхностей разнородных материалов, для разъединения которых необходимо приложить усилие. Величина адгезии зависит как от структуры соединяемых материалов, так и от склеивающего вещества и определяется двумя факторами: 1) собственно адгезией — прочностью на отрыв твердых поверхностей от клеящей прослойки; 2) когезией — прочностью самого адгезива, сохраняющего связи только за счет неровностей склеивающихся поверхностей.

Аддитивная полимеризация — см. Полимеризация аддитивная.

Аддитивные силиконы — см. Силиконы аддитивные.

Адсорбция — поглощение какого-либо вещества из газовой среды или раствора поверхностным слоем другого вещества — жидкости или твердого тела.

Активаторы (лат. *activus* — активный, деятельный) — вещества, добавление которых к катализатору увеличивает его активность, избирательность или устойчивость.

Альгинатные материалы — см. Материалы альгинатные.

Алюмооксидная керамика (фарфор) — см. Керамика алюмооксидная.

Амальга стоматологическая — сплав, который образуется при соединении ртути и серебряного сплава или другого металла и в начальном состоянии представляет собой пластичную массу,

способную затвердевать после помещения в препарированную полость.

Амортизатор — гаситель колебаний, устройство для смягчения ударов: 1) эластичные вставки в замковых креплениях или имплантатах; 2) мягкий слой базиса съемного протеза или в месте соединения искусственных зубов с базисом; 3) удлиненное пружинящее тело кламмера, осуществляющее его полуподвижное соединение с базисом съемного протеза. Также носит название «дробитель нагрузки».

Аморфное вещество — см. Вещество аморфное.

Анизотропные материалы — см. Материалы анизотропные.

Антисептика — система мер, направленных на уничтожение микроорганизмов в ране, патологическом очаге, в органах и тканях, а также в организме в целом.

Асептика — система мероприятий, направленных на предупреждение внедрения возбудителей инфекции в рану, ткани, органы при хирургических операциях, перевязках и других лечебных и диагностических процедурах.

Аустенитная нержавеющая сталь — см. Сталь нержавеющая аустенитная.

Аффинаж — технологический процесс для извлечения чистого золота из сплавов или его очистки от примесей.

Базисные материалы — см. Материалы базисные.

Бактериостатичность — свойства агентов химической, физической и биологической природы препятствовать размножению бактерий и вызывать бактериостаз.

Бактерицидность — свойство агентов химической, физической и биологической природы вызывать гибель бактерий.

Бинарный сплав — см. Сплав бинарный.

Биосовместимость — отсутствие отрицательного влияния инородного материала (тела) на живой организм или оказывающий при этом минимальную ответную реакцию с его стороны.

Бруксизм (греч. *brychein* — трение зубами, *bruchsthai* — скрежетание зубами) — скрежетание зубов, вызываемое парафункциями жевательных мышц.

Величина контаминации — количество микроорганизмов на медицинских изделиях или их составляющих.

Вещества связующие — материалы, способствующие адгезии и когезии между двумя различными субстанциями или между материалом и естественными зубными тканями.

Вещество аморфное — вещество, не имеющее упорядоченной атомной структуры.

Вещество связующее — материалы, способствующие адгезии и когезии между двумя различными субстанциями или между материалом и естественными зубными тканями.

Внутреннее напряжение — см. Напряжение внутреннее.

Внутренняя пластификация — см. Пластификация внутренняя.

Водопоглощение — способность материала впитывать и удерживать в своих порах влагу. Насыщение материала водой ухудшает его основные свойства, увеличивает теплопроводность и среднюю плотность, уменьшает прочность.

Водостойкость — способность материалов сохранять свои эксплуатационные свойства при длительном воздействии воды. Последнее может приводить к сорбции воды материалами (строительная керамика, гидрофобные полимеры), их набуханию (необожженная глина, гидрофильные полимеры) и (или) химическому взаимодействию с водой. Количественно водостойкость оценивают обычно по массе воды (в %), поглощенной образцом (по так называемому водопоглощению), или по относительному изменению каких-либо показателей (чаще всего линейных размеров, электрических или механических свойств) после определенного времени пребывания в воде.

Волочение — технологический процесс обработки металла, основанный на его текучести при приложении усилия. Таким образом получают проволоку.

Воск липкий — хрупкий полимерный материал, содержащий воск, который применяют для удержания металлических деталей в нужном положении при проведении паяния. Под действием напряжения такой воск скорее разрушится, чем деформируется.

Воск натуральный — углеводород или производное углеводородного полимера с молекулярной массой в диапазоне от 400 до 4000; природные воски могут быть минерального, растительного или животного происхождения.

Воск синтетический — воск искусственного происхождения, синтезированный из соответствующих для этой цели мономеров.

Воски — жироподобные аморфные вещества с температурой плавления 40–90 °С. По химическому составу это высшие предельные углеводороды жирного ряда или их одноатомные спирты и сложные эфиры высших жирных кислот.

Восстановление эластичное — количественное значение относительного восстановления образца материала, подвергнутого деформации, после снятия груза. Для оттисковых эластомерных материалов — восстановление после 10% деформации цилиндрического образца материала в течение 30 с.

Время затвердевания — часть рабочего времени, характеризующая период изменения агрегатного состояния материала от готовности к манипуляции (получение оттиска, фиксация несъемного протеза) до состояния полного затвердевания или резиноподобного состояния и сопровождающаяся изменением его физико-механических свойств.

Время рабочее — интервал, измеряемый от начала замешивания материала при комнатной температуре до достижения им полного затвердевания или повышенной вязкости, когда манипулирование материалом становится затруднительным или невозможным.

Время схватывания — время, необходимое для перехода из пластического состояния в твердое.

Время твердения (отверждения) — период времени от начала смешивания компонентов до момента приобретения окончательных свойств (состояния).

Выдержка экспозиционная — промежуток времени для наступления дезинфекции (стерилизации).

Высокоэластическая деформация — см. Деформация высокоэластическая.

Вязкость (внутреннее трение) — способность газов и жидкостей оказывать сопротивление действию внешних сил, вызывающих их течение.

Вязкость ударная — работа, израсходованная на ударный излом образца (в справочной литературе обозначается КС).

Гальванизм — возникновение электрического потенциала в полости рта, вызванное контактом или присутствием в нем разнородных металлов, имеющих разницу значений их электродных потенциалов. *Г.* — одна из сил природы, близкая к электричеству, появляющаяся от соприкасания двух металлов. Электрические явления, открытые ученым Гальвани, возникающие при соприкосновении некоторых разнородных металлов. Учение о токе низкого напряжения, получаемого от электрических элементов.

Гальванопластика — процесс покрытия поверхности объекта слоем металла посредством электролита.

Гамма (γ) фаза — соединение серебра и олова (Ag_3Sn), которое составляет основную часть сплава для амальгамы и сохраняется в структуре амальгамы после взаимодействия со ртутью.

Гамма 1 (γ_1) фаза — соединение серебра и ртути (Ag_2Hg_3), образующееся в результате реакции ртути с порошкообразным сплавом для стоматологической амальгамы.

Гамма 2 (γ_2) фаза — соединение олова и ртути (Sn_7Hg), образующееся в результате реакции твердения в стоматологической амальгаме.

Гель — коллоидная система, в которой золь (например, агар) и жидкая фаза (например, вода) не имеют границ раздела. Гель обычно представляет собой эластичное тело.

Герметизирующие цементы — см. Цементы герметизирующие.

Герметик (силант) — изолирующее покрытие для запечатывания или герметизации бороздок и фиссур зубов в целях профилактики кариеса.

Гибридный (смешанный) полимерный композит — см. Композит полимерный гибридный.

Гигроскопический (материал, состав) — способный поглощать воду.

Гидроколлоид — коллоидная система, в которой жидкой фазой является вода. Агаровый оттискной материал относится к гидроколлоидам (агар + вода).

Гидролиз — разложение какого-либо соединения водой или взаимодействие с положительно или отрицательно заряженными

ми ионами солей с гидроксильными или водородными ионами с образованием кислоты и основания.

Гидрофильность (греч. *гидро* — вода, *филео* — люблю) — свойство веществ, материалов интенсивно взаимодействовать с водой. К гидрофильным веществам (хорошо смачиваемым водой) относят глины, силикаты и другие материалы. Гидрофильность — это частный случай лиофильности.

Гидрофильный материал — см. Материал гидрофильный.

Гидрофобность — свойство веществ, материалов слабо взаимодействовать с водой (не смачиваться). Частный случай лиофобности.

Гидрофобный материал — см. Материал гидрофобный.

Гипс — продукт гидратации порошка термообработанного природного гипса, полугидрата сульфата кальция при его смешивании с водой: $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$.

Гистерезис — явление, присущее гелю, связанное с тем, что температура, при которой он переходит в жидкое состояние, не равна или отличается от температуры его перехода обратно в гель.

Глазурование — нанесение стекловидно-декоративного покрытия на керамику, закрепленное обжигом.

Глазурь (нем. *glasur*, от *glas* — стекло) — стекловидное покрытие на керамике толщиной 0,15–0,3 мм, закрепленное обжигом. По химической природе глазурь представляет собой щелочные, щелочно-земельные, алюмосиликатные и алюмоборосиликатные стекла. Глазурь предохраняет керамические изделия от загрязнения, от действия кислот и щелочей, делает их водонепроницаемыми и придает изделиям декоративные свойства, соответствующие архитектурно-художественным требованиям. Стекло может образовываться или из самой фарфоровой массы или после нанесения на поверхность глазури перед окончательным обжигом.

Гомогенизация — процесс получения однородного состава.

Гомогенизирующая термическая обработка — см. Обработка термическая гомогенизирующая.

Гомогенный — имеющий однородный состав во всем объеме.

Грат — излишки материала, остающиеся на кромках изделий после процесса прессования или литья в области примыкания половинок формы.

Группа концевая — химическая, реакционно способная группа на конце молекулы (например, -SH, -OH).

Гуттаперча — очищенная коагулированная смола деревьев определенной породы. Эта смола представляет собой высокомолекулярный стереоизомер полиизопрена.

Дезинфекция — это совокупность мероприятий, направленных на уничтожение или снижение численности популяций вегетативных и покоящихся форм патогенных и условно-патогенных возбудителей на абиотических объектах внешней среды для предупреждения распространения инфекционных болезней.

Дезинфекция высокого уровня (ДВУ) — уничтожение всех вегетативных бактерий (включая микобактерии туберкулеза), вирусов, грибов и большинства спор; однако возможно сохранение некоторых спор бактерий.

Дезинфекция заключительная — это дезинфекция, которая проводится после госпитализации, выздоровления или смерти больного, т.е. после удаления источника инфекции в целях полного освобождения очага от возбудителей, рассеянных больным.

Дезинфекция очаговая — это дезинфекция, которая проводится в эпидемическом очаге в связи с возникновением случая инфекционного заболевания или бактерионосительства. Очаговая дезинфекция делится на текущую и заключительную.

Дезинфекция профилактическая — мероприятия по дезинфекции (обеззараживание), дезинсекции и дератизации, проводимые при отсутствии выявленного источника возбудителя инфекции в целях снижения уровня микробной контаминации различных объектов (профилактическая деконтаминация), снижения численности членистоногих (профилактическая дезинсекция) и грызунов (профилактическая дератизация) в помещениях, населенных пунктах и природных станциях.

Дезинфекция текущая — это дезинфекция, которая проводится в очаге в присутствии источника инфекции и направлена на уничтожение возбудителей по мере их выделения больным или носителем.

Деконтаминация — процесс уничтожения микроорганизмов в целях обеспечения инфекционной безопасности.

Деконтаминация профилактическая — снижение микробной обсемененности объектов при отсутствии выявленного источника возбудителя инфекции.

Деструкция — разрушение, распад нормальной структуры волокна, ткани, клетки, материала, органа.

Деструкция полимеров — разрушение макромолекул под действием тепла, кислорода, влаги, света, проникающей радиации, механических напряжений, биологических факторов (например, при воздействии микроорганизмов) и др. В соответствии с фактором воздействия различают следующие виды деструкции полимеров: термическую, термоокислительную, фотохимическую, гидролитическую, радиационную и др.

Обычно в полимере одновременно протекает несколько видов деструкционных процессов. Например, при переработке полимера в изделие — термическая, термоокислительная и механическая. В результате деструкции уменьшается молярная масса полимера, изменяются его строение, физические и химические свойства, т.е. происходит его старение, и он часто становится непригодным для практического использования. Однако не всегда деструкция полимера — отрицательное явление. Так, этот процесс используют при механосинтезе различных сополимеров, при пластикации каучуков, для получения из природных полимеров ценных низкомолекулярных веществ (например, глюкозы) и т.д. Изучение деструкции позволяет разработать научные основы и практические методы стабилизации полимеров.

Деформация — изменение формы элементов протеза или аппарата при функционировании под воздействием внешних сил. Виды деформации — изгиб, кручение, сложная деформация. Деформация может быть упругой и пластической (остаточной). Первая исчезает после снятия нагрузки. Она не вызывает изменений структуры, объема и свойств материала. Вторая не устраняется после снятия нагрузки и вызывает изменения структуры, объема, а порой и свойств материала.

Деформация высокоэластическая — особый вид упругой деформации, которая характеризуется малым модулем упругости и большой деформацией (пространственно-структурированные полимеры).

Деформация упругая — такое изменение формы и размеров элементов, которое исчезает после удаления вызвавших его сил.

Деятельность дезинфекционная — работы и услуги, включающие разработку, испытания, производство, хранение, транспортировку, реализацию средств дезинфекции, стерилизации, дезинсекции, дератизации, их применение для уничтожения возбудителей инфекционных, паразитарных заболеваний и их переносчиков, а также контроль за эффективностью и безопасностью проводимых дезинфекционных и стерилизационных мероприятий.

Диатомит (диатомитовая земля) — рыхлая или слабоцементированная кремнистая осадочная горная порода, состоящая преимущественно из панцирей диатомитовых водорослей (юрского периода).

Диметакрилат — метакриловый мономер с реакционными или полимеризационно-способными группами на обоих концах молекулы.

Дислокация — ряд атомов, смещенных со своего нормально-го положения в кристаллической решетке металла.

Дисперсность (лат. *dispersus* — рассеянный, рассыпанный) — характеристика размеров частиц в дисперсных системах. Дисперсность обратно пропорциональна среднему размеру частиц и определяется удельной поверхностью, т.е. отношением общей поверхности частиц к единице объема (иногда массы) дисперсной фазы. Например, тонкость помола цемента — это характеристика дисперсности цемента.

Дисперсный (лат. *dispersus* — рассеянный, рассыпанный) — дисперсионная система — вещество в виде малых частиц (дисперсионная фаза) вместе с той средой (дисперсионной системой), в которой они распределены. Например, аэрозоли, суспензии, эмульсии.

Драгоценный металл — см. Металл драгоценный.

Дюралюминий — сплав, легко поддающийся обработке, отливке, паянию, обладающий достаточной прочностью, состоит из 95% алюминия, 4% меди, 0,5% магния и 0,5% меди.

Жакетная коронка — см. Коронка жакетная.

Жидкотекучесть сплава — его способность заполнять полость литейной формы и точно воспроизводить очертания этой формы.

Закалка — термическая обработка материалов, заключающаяся в нагреве, выдержке при заданной температуре и последующем быстром охлаждении в целях фиксации высокотемпературного состояния материала или предотвращения (подавления) нежелательных процессов, происходящих при медленном охлаждении.

Замутнители (здесь: глушители) — оксиды (окислы) белого цвета, которые добавляют для снижения прозрачности фарфора. Обычно применяют оксиды олова или титана. Замутнитель представляет собой нейтральную эмульсию, состоящую из двух взаимно нерастворимых жидкостей, лишенную вкуса, цвета и запаха. Придают продукту плотность и вязкость, характерные органолептические свойства (непрозрачность). Благодаря способности эмульсий рассеивать проходящий свет растворы, приготовленные на их основе, приобретают замутненность, свойственную приготовленным на натуральном сырье продуктам.

Зерно — единичный кристалл металла, различимый в его микроструктуре, иначе называемый кристаллитом.

Золь (нем. *Sol* — золь) — дисперсная система с жидкой дисперсионной средой; различают гидрозоли (растворитель — вода) и органозоли (растворитель — органические соединения).

Золь — коллоидная система, в которой в жидкой фазе (среде) распределена или диспергирована твердая фаза, состоящая из частиц коллоидного размера. Золь обычно имеет свойства жидкости.

Идеальный стоматологический материал — см. Материал стоматологический идеальный.

Изгиб — вид нагружения, при котором в поперечных сечениях конструкции возникают изгибающие моменты.

Изгибающий момент — см. Момент изгибающий.

Изомерная пара — см. Пара изомерная.

Изотропность (греч. *isis* — равный, одинаковый, подобный, *tropos* — поворот; характер) — одинаковость физических свойств

во всех направлениях, инвариантность, симметрия по отношению к выбору направления.

Имплантат — искусственный материал определенной формы, введенный в ткани организма.

Инверсия — переход из одной полиморфной (кристаллической) формы в другую.

Ингибиторы — вещества, замедляющие протекание химических реакций или прекращающие их.

Индекс абразивный (AI) — оценка степени абразивности материала.

Индифферентность (лат. *indifferens* — безразличный) — равнодушие, безучастность. Свойство или состояние. Безразличное отношение к чему-либо.

Инициальное заражение — заражение объектов патогенными микроорганизмами до дезинфекции или стерилизации.

Инициатор — вещество, способное разлагаться на свободные радикалы, инициирующие реакцию полимеризации.

Интеграция (лат. *integer* — полный, цельный, ненарушенный) — процесс (действие), имеющий своим результатом целостность, объединение, соединение, восстановление единства.

Интерметаллическое соединение — см. Соединение интерметаллическое.

Инфекции внутрибольничные (син.: нозокомиальные инфекции) — инфекционные болезни, связанные с пребыванием, лечением, обследованием и обращением за медицинской помощью в лечебно-профилактическое учреждение.

Инфекция стоматологическая перекрестная — инфекция, возникающая во время проведения комплекса стоматологических мероприятий. В ней задействованы: стоматологическая бригада (стоматолог и его ассистент), пациент и члены его семьи и зубной техник.

Инфекция ятрогенная — любые инфекционные и паразитарные заболевания пациентов и медицинских работников, заражение которыми происходит в процессе оказания медицинской помощи в больничных стационарах, амбулаторно-поликлинических учреждениях и на дому.

Истираемость — способность материала изменяться в объеме и массе под действием истирающих усилий. Истираемость зависит от твердости материала: чем выше твердость, тем меньше истираемость. Характеризуется потерей массы образца с единицы площади.

Кажущаяся плотность, или насыпной вес (здесь: порошка) — см. Плотность кажущаяся, или насыпной вес (порошка).

Карат — мера содержания золота в сплавах, равная 1/24 части веса сплава. Чистое золото соответствует 24 каратам.

Катализаторы — вещества, ускоряющие химические реакции.

Качество дезинфекции — это степень соответствия дезинфекции стандарту или требованиям нормативных документов.

Качество стоматологических протезов — совокупность свойств протезов, обуславливающих долговечность их функционирования при удовлетворении целого ряда физико-химических, медико-биологических, эстетических и экономических требований.

Керамика — изделия и материалы, полученные спеканием глины и их смесей с минеральными добавками, а также оксидами и другими неорганическими соединениями.

Керамика алюмооксидная (фарфор) — содержит оксид алюминия в качестве компонента, повышающего прочность и снижающего светопрозрачность.

Керамика гидроксипатитная — композиция кальция и фосфатов в физиологическом соотношении, обеспечивающем плотность, нерастворимость, «совместимость» с костной тканью. Используется для дентальных имплантатов и при пластике атрофированных альвеолярных гребней.

Керамика кальций-фосфатная — класс материалов, объединяющих керамические составы, отличающиеся соотношением кальций-фосфат, способных создавать непосредственную адгезионную связь с костью.

Керомеры — полимеры, оптимизированные (наполненные) керамикой.

Кислотное травление — см. Травление кислотное.

Ковка — процесс обработки металла, обычно предшествует штамповке.

Ковкость (пластичность) — способность изменять форму в результате сохранения постоянной деформации. Ковкостью обладают металлы.

Когезионная прочность — см. Прочность когезионная.

Когезия — сцепление (притяжение) молекул (атомов, ионов) в физическом теле. К. обусловлена межмолекулярным воздействием и (или) химической связью. Наиболее сильна в твердых телах и жидкостях.

Коллоид — материал, представляющий собой суспензию частиц микроскопических размеров, невидимых невооруженным глазом, но способных рассеивать свет. Хотя коллоиды не являются истинными растворами, многие из них могут длительно сохранять стабильное состояние и не расслаиваться.

Коллоидальное состояние — см. Состояние коллоидальное.

Компенсация (лат. *compensare* — уравнивать, возмещать) — процесс восстановления нарушенного равновесия, уравнивание. Также устранение внешних влияний (температуры, давления воздуха и др.), мешающих правильному действию точных инструментов. Компенсация — частное проявление приспособления для возмещения нарушенной функции.

Композит — пространственное сочетание или комбинация по крайней мере двух различных по физико-химической природе материалов, которые имеют достаточно четкую границу раздела; эта комбинация обладает новыми показателями свойств, отличными от каждого из составляющих материалов в отдельности. В стоматологии под композитом понимают восстановительный материал на полимерной основе, содержащий не менее 50% масс дисперсного неорганического наполнителя.

Композит мелконаполненный полимерный — см. Композит полимерный мелконаполненный.

Композит полимерный гибридный (смешанный) — композит, содержащий коллоидальный оксид кремния (от 0,01 до 0,12 мкм), в дополнение к мелкому наполнителю.

Композит полимерный макронаполненный — композит, относящийся к первому поколению полимерных композитов,

которые содержат наполнители с относительно крупным размером частиц. В современных макронаполненных композитах содержатся частицы в среднем от 8 до 12 мкм.

Композит полимерный мелконаполненный — композит, содержащий наполнитель с частицами размером от 0,5 до 3,0 мкм. Лучше полируется, чем макронаполненный композит.

Композит полимерный микронаполненный — композит, содержащий в качестве наполнителя коллоидальный оксид кремния. Большинство этих композитов хорошо полируются и обладают полупрозрачностью.

Композиционные материалы — см. Материалы композиционные.

Композиционные полимеры (компомеры, керомеры) — см. Полимеры композиционные.

Конденсационная (поликонденсационная) полимеризация — см. Полимеризация конденсационная (поликонденсационная).

Конденсация — уплотнение свежесмешанной амальгамы в препарированной полости.

Контактный угол — см. Угол контактный.

Контаминанты — микроорганизмы, обсеменяющие объекты.

Контаминация — обсеменение объектов микроорганизмами.

Контаминация вторичная — контаминация объектов после их стерилизации или дезинфекции.

Контаминация инициальная — контаминация объектов до стерилизации или дезинфекции.

Концевая группа — см. Группа концевая.

Концентратор напряжения — неровность поверхности предмета, нарушение или дефект его структуры, приводящие к тому, что напряжение, приложенное к данному объекту, концентрируется в месте дефекта. При прочих равных условиях чем острее концентратор, тем выше напряжение будет в нем возникать.

Коронка жакетная — цельнокерамическая коронка.

Коррозионная стойкость — см. Стойкость коррозионная.

Коррозионная усталость — см. Усталость коррозионная.

Коррозионное растрескивание — см. Растрескивание коррозионное.

Коррозия (лат. *corrosio* — разъедание) — разрушение твердых тел, вызванное химическими и электрохимическими процессами, развивающимися на поверхности тела при его взаимодействии с внешней средой. Начинается с поверхности, сопровождается изменением вида материала и его свойств. Формы коррозии: равномерная коррозия — вид коррозии, когда разрушение металла или сплава происходит по всей поверхности; местная коррозия — коррозия, приводящая к разрушению только отдельных участков металла, и проявляется в виде пятен и точечных поражений различной глубины; межкристаллическая коррозия — характеризуется разрушением металла по границам кристаллов.

Коррозия межкристаллическая — разрушение металла по границам кристаллов.

Коррозия местная — приводит к разрушению только отдельных участков металла и проявляется в виде пятен и точечных поражений различной глубины.

Коррозия микробиологическая — возникает в результате действия микроорганизмов, разрушает естественные зубы и протезы.

Коррозия равномерная — вид коррозии, когда разрушение металла или сплава происходит по всей поверхности.

Коррозия химическая — результат воздействия на металл химических веществ с образованием на его поверхности различных химических соединений.

Коррозия электрохимическая — возникает при взаимодействии разнородных металлов, имеющих различный электрохимический эквивалент.

Коэффициент линейного термического расширения — относительное изменение длины образца по отношению к первоначальной при изменении температуры на 1 °С.

Коэффициент пенетрации (проницаемости) — характеризует взаимосвязь свойств вязкости, поверхностного натяжения и контактного угла; указывает на скорость движения в капиллярах.

Коэффициент Пуассона — отношение поперечной деформации образца материала к продольной. Также называется коэффициентом поперечной деформации.

Коэффициент теплового расширения (часто используемое в литературе неточное словосочетание; правильно — **коэффициент термического расширения**) — показатель, характеризующий относительную величину изменения объема или линейных размеров тела с увеличением температуры при постоянном давлении. Коэффициент объемного термического расширения — относительное изменение объема тела при его нагревании при постоянном давлении. Коэффициент линейного термического расширения показывает изменение относительной длины образца данного материала, когда его температура возрастает или падает на 1 °C при постоянном давлении.

Коэффициент теплопроводности — соответствует количеству тепла в калориях в секунду, которое проходит через образец материала толщиной 1 см и площадью поперечного сечения 1 см².

Крампон — фиксирующий проволочный элемент, преимущественно для передних искусственных фарфоровых зубов. К. может быть прямым, изогнутым, с пуговчатыми окончаниями.

Красители — вещества органического происхождения, растворимые в воде или в жирах и различных органических растворителях, способные окрашивать другие вещества. Отличительная особенность красителя — способность пропитывать окрашиваемый материал и давать цвет по всему его объему. Проникая внутрь материала, они образуют более или менее прочную связь с волокнами. Краситель на какой-либо стадии обработки обладает внутренним сродством к окрашиваемому материалу.

Кристалл — твердое тело с правильным, периодически повторяющимся расположением атомов в пространстве, обычно имеющее грани на поверхности, образующие упорядоченную периодическую структуру (кристаллическую решетку).

Кристаллизационное поглощение (поглощение центров кристаллизации) — см. Поглощение кристаллизационное.

Кристаллизация — процесс образования кристаллов и кристаллитов.

Кристаллит — кристалл, имеющий вместо граней поверхности неправильной формы.

Кристаллическая структура — см. Структура кристаллическая.

Кристаллические материалы — см. Материалы кристаллические.

Крокус — состав на основе оксида железа, применяемый при полировании.

Кручение — вид нагружения, при котором в поперечном сечении образца возникает только крутящий момент (нормальные, поперечные силы и изгибающий момент равны нулю).

Кювета (фр. *cuvette* — лохань, таз) — коробка, состоящая из четырех разъемных частей. Выпускается из дюралюминия, латуни, бронзы, эбонита, СВЧ-проницаемых материалов и др. Применяется в процессе изготовления протезов в целях получения разъемных пресс-форм, дублирования, литья пластмасс под давлением и СВЧ-полимеризации пластмасс. Конструкция кюветы может быть адаптирована к конкретной технологии изготовления ортопедических конструкций.

Лазерная сварка — см. Сварка лазерная.

Ликвация (лат. *liquatio* — разжижение, плавление) — неоднородность состава сплава в различных частях отливки, возникающая при его кристаллизации. Ликвация возникает в результате того, что сплавы в отличие от чистых металлов кристаллизуются не при одной температуре, а в интервале температур. При этом состав кристаллов, образующихся в начале затвердевания, может существенно отличаться от состава последних порций кристаллического маточного раствора. Чем шире температурный интервал кристаллизации сплава, тем большее развитие получает ликвация, причем наибольшую склонность к ней проявляют те компоненты сплава, которые наиболее сильно влияют на ширину интервала кристаллизации (для стали, например, сера, кислород, фосфор, углерод).

Ликвация оказывает, как правило, вредное влияние на качество металла, так как приводит к неравномерности его свойств. Различают ликвацию зональную, внутрикристаллическую и по удельному весу. Зональная ликвация возникает из-за разности температур затвердевания отдельных составляющих и разной плотности этих составляющих сплавов. Внутрикристалличе-

ская ликвация образуется при ускоренном охлаждении отливок, она может быть уменьшена отжигом отливок. Ликвация по удельному весу возникает в сплавах, содержащих тяжелые металлы. Такая ликвация предотвращается перемешиванием сплава перед заливкой и ускоренным охлаждением при кристаллизации.

Лиофильность — свойство веществ интенсивно взаимодействовать с граничащими с ними растворителями.

Лиофобность — свойство веществ слабо взаимодействовать с граничащими с ними растворителями.

Липкий воск — см. Воск липкий.

Литье — процесс получения изделий путем заливки расплавленного материала в литейную форму.

Литьевое прессование пластмасс — см. Прессование пластмасс литьевое.

Люминесценция — свечение тела или вещества, возбуждаемое каким-либо источником энергии.

Люминофоры — синтетические вещества, обладающие способностью к люминесценции.

Макронаполненный полимерный композит — см. Композит полимерный макронаполненный.

Мамелон (фр. *tamelon* — бугорок, сосок, холмик) — один из трех округлых выступов, которые присутствуют на переднем крае нижней границы дентина резца. Эта граница просвечивается через эмаль зуба, принимая вид округлых, пальцеобразных или заостренных выступов, лепестков или же прямой линии. При наличии выраженной стертости зуба светопроницаемый слой или сложный рисунок мамелонов исчезает. Вдоль режущего края становится видимой линия дентина.

Материал гидрофильный — материал, обладающий сильным сродством к воде, хорошо смачивается водой. Значение контактного угла при смачивании поверхности гидрофильного материала низкое.

Материал гидрофобный — материал, который плохо или совсем не смачивается водой, отталкивающий воду. Значение контактного угла при смачивании поверхности гидрофобного материала высокое.

Материал остеокондуктивный — материал, который поддерживает и направляет растущую костную ткань.

Материал стоматологический идеальный — биосовместимый материал, обеспечивающий прочную и постоянную связь со структурой твердых тканей зуба, полностью воспроизводит внешний вид натуральных зубов и других тканей рта, обладает комплексом физико-механических свойств, соответствующих свойствам восстанавливаемых натуральных тканей, способствует их оздоровлению и регенерации.

Материал формовочный — материал, из которого изготавливают форму, окружающий восковую модель и соответственно после затвердевания и выжигания воска образующий оформляющую полость в форме. Формовочный материал на фосфатном связующем или связке применяется для литья металлов с высокой температурой плавления. Содержит смесь оксида кремния с другими металлическими оксидами и фосфат, который связывает наполнитель (оксид кремния) в единую массу.

Материал формовочный для паяния — формовочный материал, состав которого подобен составу формовочных материалов с кварцевым наполнителем, который можно использовать в процессе проведения паяния.

Материал этилсиликатный формовочный — материал, содержащий кремнеземный огнеупорный наполнитель в связующем, который получают гидролизом этилсиликата в присутствии соляной кислоты.

Материаловедение стоматологическое — наука, изучающая во взаимосвязи состав, строение, свойства, технологию производства и применения материалов для стоматологии, а также закономерности изменения свойств материалов под влиянием физических, механических и химических факторов полости рта.

Материалы абразивные (лат. *abrasio* — соскабливание) — мелкозернистые вещества высокой твердости (корунд, электрокорунд, карборунд, наждак, алмаз и др.), употребляемые для обработки (шлифования, полирования, заточки, доводки и др.) поверхностей изделий из металлов, сплавов, полимеров, дерева, камня и т.п.

Материалы альгинатные — оттисковые материалы на основе солей альгиновой кислоты, относящиеся к необратимым гидроколлоидам.

Материалы анизотропные — материалы, свойства которых неодинаковы по различным направлениям. Например, монокристаллы, волокнистые и пленочные материалы, железобетон, пластмассы со слоистыми наполнителями (гетинакс, текстолиты, стеклопластики, углепластики и др.), композиционные материалы. Использование анизотропных материалов сокращает расход материалов и улучшает качество конструкций. Так, трансформаторы с сердечниками из анизотропной текстурованной стали примерно на 20–40% легче трансформаторов с сердечниками из обычной горячекатаной стали. Анизотропными являются тела с упорядоченной кристаллической структурой.

Материалы базисные — материалы для изготовления базисов съемных протезов.

Материалы композиционные — это многокомпонентные материалы, состоящие, как правило, из пластичной основы — матрицы, армированной наполнителями, обладающими высокой прочностью, жесткостью, теплостойкостью и другими важными характеристиками. Сочетание разнородных веществ приводит к созданию нового материала, свойства которого количественно и качественно отличаются от свойств каждого из его составляющих. Варьируя составом матрицы и наполнителя, получают широкий спектр материалов с требуемым набором свойств.

Материалы кристаллические — материалы, атомы и молекулы которых располагаются в трехмерном пространстве в определенном повторяющемся порядке. Металлы почти всегда кристаллические; керамика и полимеры могут быть кристаллическими, а могут быть некристаллическими, аморфными.

Материалы полимерные наполненные — материалы на органической основе.

Материалы полимерные ненаполненные — материалы на основе акриловых смол.

Матрица полимерная — пластичная составляющая материала (основа), которая создает прочную связь между отдельными элементами наполнителя и обеспечивает композиту монолит-

ность и способность к переработке. Через поверхность раздела фаз полимерная матрица передает механические нагрузки на части наполнителя и создает условия для одновременной их работы, приводит к возрастанию механических свойств композитов по сравнению с непрерывным материалом.

Межфазный слой — см. Слой межфазный.

Мера пластичности — степень удлинения материала при нагрузке до разрыва: чем больше степень удлинения, тем пластичнее материал.

Мероприятия дезинфекционные — работы по профилактической дезинфекции (дезинфекция, деконтаминация, дезинсекция, дератизация), очаговой дезинфекции (текущая и заключительная дезинфекция, дезинсекция, дератизация), а также по дезинфекции, предстерилизационной очистке и стерилизации изделий медицинского назначения.

Мероприятия противоэпидемические — комплекс санитарно-гигиенических, лечебно-профилактических, вакцинологических, дезинфекционных и административных мероприятий, направленных на предупреждение возникновения, локализацию и ликвидацию возникших эпидемических очагов инфекционных и паразитарных болезней.

Металл — материал кристаллической структуры, имеющей положительно заряженные ионы в узлах упорядоченной решетки и обобществленные (коллективизированные) свободные электроны. Этот тип химической связи называется металлической связью и в основном определяет свойства металлов — электро- и теплопроводность, металлический блеск и, как правило, высокую прочность.

Металл драгоценный — металл, который имеет относительно высокую стоимость. К таким металлам относятся золото, платина, палладий и серебро.

Металл неблагородный — металл, который легко окисляется.

Металл недрагоценный — относительно недорогой неблагородный металл, такой как никель, хром, кобальт и др.

Металлические сплавы — см. Сплавы металлические.

Металлокерамика — технологическое объединение двух материалов: металлического сплава и стоматологического фарфора

или ситалла, в котором первый служит каркасом, основной, а фарфор или ситалл — облицовкой.

Метамеризм — появление отличающихся друг от друга оттенков у двух одинакового цвета предметов при различном освещении.

Метамерическая пара — см. Пара метамерическая.

Метод дезинфекции биологический — это уничтожение возбудителей инфекционных болезней во внешней среде средствами биологической природы (с помощью микробов-антагонистов); имеет строго специфическое назначение.

Метод дезинфекции физический — уничтожение или снижение численности популяции возбудителей под действием физических факторов (высокая температура, ультрафиолетовое излучение, ультразвук и т.д.).

Метод дезинфекции химический — уничтожение или снижение численности популяции возбудителей под воздействием химических веществ.

Микронаполненный полимерный композит — см. Композит полимерный микронаполненный.

Модель челюсти (гипсовая) — это точная репродукция поверхности твердых и мягких тканей челюстей, расположенных в области протезного ложа и его границ.

Модуль упругости (эластичности) — величина, характеризующая упругие свойства твердых тел, их сопротивляемость при растяжении и сжатии. Это коэффициенты зависимости деформации материала в области его упругих (эластичных) обратимых деформаций от приложенных механических напряжений.

Момент изгибающий — момент пары сил, приложенной к оставленной свободной части конструкции.

Мономер — это небольшая молекула, которая может образовать химическую связь с другими мономерами и составить полимер.

Мономер — низкомолекулярное вещество, элементарное звено полимерной молекулы, многократно повторяющееся в полимерной цепи: например, полиэтилен — длинная цепь из элементарных звеньев этилена. Также мономерами часто называют мономерные звенья в составе полимерных молекул. Стоит отме-

тить, что другие низкомолекулярные вещества принято называть димерами, тримерами, тетрамерами, пентамерами и т.д., если они состоят из 2, 3, 4, и 5 мономеров соответственно.

Мономер Бис-ГМА — продукт реакции взаимодействия бис-фенола А (дифенилолпропана) и глицидилметакрилата. Широко применяется в качестве связующего (полимерной матрицы) в составе композитов.

Мономер остаточный — мономер, который всегда содержит полимеризат после полимеризации. Количество его зависит от природы инициатора, температуры, времени полимеризации и др. Выдержка гипсовой формы в кипящей воде способствует не только повышению молекулярной массы, но и уменьшению содержания остаточного мономера. Нагрев до 100 °С резко сокращает количество остаточного мономера, но добиться полного его отсутствия практически невозможно. В пластмассах горячей полимеризации его содержится около 0,5%, а в самотвердеющих — 3–5%. Остаточный мономер оказывает существенное влияние на прочностные и другие свойства полимера. Содержание остаточного мономера в пластмассах горячей полимеризации более 3% резко снижает их прочность. Пластмассы быстро стареют, у них наблюдается повышенное водомаслоспиртопоглощение.

Мономер свободный — часть остаточного мономера в полимеризате после полимеризации, находящаяся в свободном состоянии. Свободный мономер мигрирует к поверхности изделия и растворяется в средах, контактирующих с зубным протезом.

Мономер связанный — часть остаточного мономера, связанная с макромолекулами полимеризата после полимеризации.

Набухание — явление, обратное усадке, вызванное поглощением влаги и приводящее к увеличению объема.

Наклеп — упрочнение металла под действием пластической деформации. Нагартованные (имеющие наклеп) металлы более склонны к коррозионному разрушению при эксплуатации. Для полного снятия наклепа металлы подвергаются рекристаллизационному обжигу.

Наполненные полимерные материалы — см. Материалы полимерные наполненные.

Наполнители — вещества, добавляемые к основному составу другого вещества для изменения свойств или (и) удешевлению материала, а также влияющие на прочность, твердость, усадку, теплопроводность, стойкость к действию агрессивных сред. Бывают минеральными и органическими, порошкообразными и волокнистыми.

Напряжение внутреннее — внутренние силы, возникающие в деформируемом теле под влиянием внешних механических или температурных воздействий.

Напряжение механическое — мера внутренних сил, возникающих при деформации материала.

Напряжение (номинальное) — сила на единицу площади. Напряжение в каждой точке является мерой внутренних сил, возникающих в результате деформации под действием внешних сил.

Напряжение остаточное — внутреннее напряжение, остающееся в твердом теле, подвергнутом какому-либо внешнему воздействию, а затем освобожденному от него. Остаточное напряжение возникает в том случае, когда внешние воздействия создают в теле не только упругую деформацию, но и пластическую.

В зависимости от требований эксплуатации уровень качества изделия может реально выражаться различными параметрами — точностью размеров, чистотой поверхности, внешним видом, прочностными показателями и т.п. Однако практически все эти параметры определяются напряженным состоянием материала изделия после его изготовления, изменениями в процессе хранения и испытаний. Таким образом, напряженное состояние материала объективно отражает общий уровень качества изделия. Это состояние характеризуется собственными напряжениями, называемыми также внутренними, или остаточными. Они возникают в тех случаях, когда в поперечном и продольном сечениях тела появляются неравномерные деформации или изменения объема и формы. Собственные напряжения взаимно уравновешиваются — общая равнодействующая и результирующая в каждой данной точке имеет нулевые значения. По характеру происхождения собственные напряжения могут быть

подразделены на временные, исчезающие после удаления вызвавшей их причины (например, термические напряжения из-за неравенства температуры в различных частях изделия, исчезающие после выравнивания температур), и остаточные, остающиеся в теле изделия после удаления вызвавших их причин. Для изделий из пластмасс характерны остаточные напряжения первого рода, т.е. такие, которые уравниваются в областях, имеющих размеры одного порядка с размерами тела изделия. Эти напряжения вызываются неравномерным распределением массы; неоднородными силовыми и температурными полями во время образования изделия. Принципиально любой процесс формования пластмассового изделия приводит к образованию остаточных напряжений. Остаточные напряжения в пластмассовых изделиях классифицируются по видам: ориентационные, термические, диффузионные, напряжения армирования.

Напряжение эквивалентное — такое напряжение, которое следует создавать в растянутом образце, чтобы его состояние было равноопасно с заданным сложным напряженным состоянием.

Неблагородный металл — см. Металл неблагородный.

Неблагородный металлический сплав — см. Сплав металлический неблагородный.

Непрозрачность — определяется как отношение отраженного образцом света к свету, отражаемому эталонным образцом (оксид магния) при дневном освещении. Непрозрачность — это оптическое свойство объекта, которое препятствует прохождению света, снижая его интенсивность. Высокая непрозрачность связана со слабой интенсивностью проходящего или пропущенного данным предметом света.

Обеззараживание — умерщвление (или удаление) на (в) объектах окружающей среды патогенных и условно-патогенных микроорганизмов.

Обжиг — продолжительное нагревание и выдержка различных материалов при температуре ниже температуры его плавления. Проводится в обжиговых печах для придания им необходимых свойств или удаления примесей (например, обжиг руды, глины, огнеупоров, керамики).

Облицовка — покрытие поверхности изделия природным или искусственным материалом, отличающимся эксплуатационными (защитными) и декоративными качествами.

Облой — заусенец на кромке штамповки или отливки, образовавшийся вследствие вытекания (выдавливания) металла или пластмассового теста из разъема штампа или литейной формы.

Обработка термическая гомогенизирующая — процесс нагревания сплава, способствующий равномерному распределению температуры, составляющих элементов посредством диффузии, что, как правило, приводит к смягчению сплава.

Обтураторы (лат. *obturare* — закупоривать, закрывать выход) — специальные протезы, предназначенные для закрытия врожденных и приобретенных дефектов нёба.

Общая предостороженность — когда все пациенты считаются потенциальными источниками инфекции (принцип неделимости).

Огнеупор — любой материал, выдерживающий нагревание при высоких температурах и имеющий чрезвычайно высокую температуру плавления. Для литья золота в качестве огнеупоров могут применяться некоторые модификации оксида кремния (обычно кристобалит).

Окислительно-восстановительная система — см. Система окислительно-восстановительная.

Олигомер — полимер с низкой молекулярной массой и малой степенью полимеризации, содержащий в среднем от 2 до 10 мономерных звеньев.

Опалесценция — рассеивание света мутной средой, наблюдаемое, например, при освещении большинства коллоидных растворов.

Ортоклаз (греч. *orthos* — прямой, *klasis* — разлом) — минерал, алюмосиликат из группы калиевых полевых шпатов; породообразующий минерал в гранитах и др. Ценное сырье для керамики. Прозрачная разновидность ортоклаза — адуляр.

Остеоиндукция (греч. *osteon* — кость, лат. *induction* — наведение, побуждение) — способность химикатов, процедур и др. вызывать образование костной ткани посредством дифференциации и пополнения остеобластов.

Остеоинтеграция — непосредственная структурная и функциональная связь между живой упорядоченной костной тканью и поверхностью имплантата.

Отбеливание — процесс удаления окислы с металла с помощью растворяющих ее смесей.

Отбелы — вещества, служащие для растворения окислы (водные растворы смеси соляной с азотной или серной кислот).

Отверждение — переход вещества из вязкотекучего состояния в твердое.

Отжиг — термическая обработка материалов (например, металлов, полупроводников, стекол), заключающаяся в нагреве до определенной температуры, выдержке при заданной температуре и медленном охлаждении. Цель — улучшение структуры и обрабатываемости, снятие внутренних напряжений и т.д.

Отливка — заготовка изделия, реже — готовое изделие, полученное при заливке жидкого материала в литейную форму, в которой он затвердевает.

Отличие цветное — количественное выражение разницы между двумя оттенками цвета в цветовой системе CIE L*a*b*L, a, b. По данным клинических наблюдений, установлено: $\Delta E = 0,5-1$ — различие цветов почти неразлично, прекрасное соответствие; $\Delta E = 1-2$ — хорошее; $\Delta E = 2-3,5$ — допустимое и $\Delta E > 3,5$ — недопустимое несоответствие цветов (например, пломбы и окружающих тканей зуба).

Отпуск металлов — термическая обработка закаленных сплавов (главным образом нержавеющей стали): нагрев (ниже нижней критической точки), выдержка и охлаждение. Цель — оптимальное сочетание прочности, пластичности и ударной вязкости.

Отражение цветное — относительное количество каждого цвета в спектре отражения.

Очистка предстерилизационная — удаление загрязнений с изделий медицинского назначения, подлежащих стерилизации.

Паковка — заполнение формы, как правило, полимерно-мономерной акриловой композиции в тестообразном состоянии.

Память формы — возврат к первоначальной форме при нагреве, который наблюдается у некоторых материалов после пред-

варительной деформации. Например, проволока, обладающая памятью формы, при повторном нагревании вернет ту первоначальную форму, которая была у нее при первом нагреве.

Пара изомерная — два предмета, подобранных по цвету таким образом, что они имеют одинаковый цвет при освещении различными источниками света.

Пара метамерическая — два предмета, при сравнении цвета которых проявляется метамеризм.

Паяние — процесс соединения деталей и получения неразъемного соединения путем нагрева места соединения и заполнения зазора между соединяемыми деталями расплавленным припоем с его последующей кристаллизацией.

Пигменты (лат. *pigmentum* — краска) — нерастворимые химические соединения, придающие окраску лакокрасочным продуктам, пластмассам, химическим волокнам, резинам и др. Также это группа красящих веществ, содержащихся в животных и растительных тканях и обуславливающая их окраску.

Пиролиз — это превращение органических соединений с одновременной их деструкцией.

Пирометр оптический — прибор для измерения температуры электрически нагретой проволоки путем сравнения ее цвета с цветом поверхности испытуемого металла. Прибор необходимо калибровать по температуре.

Пластикация каучуков — технологический процесс резинового производства, в результате которого облегчается дальнейшая переработка каучуков — приготовление резиновой смеси, каландрирование и др. Цель пластикации, осуществляемой на специальном оборудовании или на специальных установках, — уменьшение высокоэластичной (обратимой) и увеличение пластичной (необратимой) деформации каучука. Эти изменения пластоэластичных свойств обусловлены снижением молекулярной массы каучука вследствие его механической или термоокислительной деструкции. Пластикации подвергают главным образом каучук натуральный. При переработке каучуков, молекулярную массу которых регулируют в ходе синтеза (например, бутадиен-стирольных каучуков низкотемпературной полимеризации), необходимость пластикации, одной из наиболее трудо- и энергоемких

операций в производстве резины, исключается. Без пластикации перерабатывают также стереорегулярные каучуки, синтезируемые на комплексных катализаторах.

Пластификатор — низкомолекулярное вещество, которое добавляют к полимеру, понижающее его температуру стеклования и увеличивающее скорость проникновения растворителя в полимер или скорость набухания полимера в растворителе. Введение пластификатора в состав полимера может придать ему эластичные свойства.

Пластификация — это повышение пластичности и эластичности материалов путем введения в них пластификаторов. Пластификация влияет не только на механические, но и на диэлектрические свойства и электрическую проводимость полимера, что учитывается при подборе пластификаторов. Выделяют 3 типа пластификации: наружную, внутреннюю и механическую. Наружная достигается введением в полимер пластификаторов (этилфталата, диоктилфталата, дибутилфталата) в целях уменьшения межмолекулярного взаимодействия. Внутренняя пластификация достигается за счет реакции сополимеризации. Применяя разные мономеры и изменяя соотношение между ними, можно целенаправленно изменять свойства получаемых сополимеров: эластичность, прочность, водопоглощаемость и теплоустойчивость. Механическая пластификация осуществляется путем целенаправленной ориентации молекул полимера, нагретого выше температуры стеклования и в последующем охлажденного в растянутом состоянии.

Пластификация внутренняя — процесс, достигающийся за счет реакции сополимеризации. Применяя разные мономеры и изменяя соотношение между ними, можно целенаправленно изменять свойства получаемых сополимеров: эластичность, прочность, водопоглощаемость и теплоустойчивость.

Пластификация механическая — процесс, осуществляемый путем целенаправленной ориентации молекул полимера, нагретого выше температуры стеклования и последующего охлаждения в растянутом состоянии.

Пластификация наружная — достигается введением в полимер пластификаторов (этилфталата, диоктилфталата, дибу-

тилфталата) в целях уменьшения сил межмолекулярного взаимодействия.

Пластичность — это свойство материала к необратимой деформации (пластичному течению) при его растяжении, сжатии или любом другом виде деформирования без разрушения под действием внешних сил и при этом способного сохранять новую форму после прекращения их действия.

Пластмассы — материалы, основу которых составляют полимеры, находящиеся в период формирования изделий в вязкотекучем или высокоэластичном, а при эксплуатации — в стеклообразном или кристаллическом состоянии.

Плотность кажущаяся, или насыпной вес (здесь: порошка) — масса порошкообразного образца, поделенная на его объем, при определенной степени заполнения. В измеренный объем включаются все промежутки между частицами порошка и поры. Таким образом, порошки с плохой способностью к упаковке имеют низкий насыпной вес.

Поверхностная энергия — см. Энергия поверхностная.

Поверхностный слой (обмазка) — см. Слой поверхностный.

Поглощение кристаллизационное (поглощение центров кристаллизации) — прекращение роста кристалла из центра кристаллизации (инактивирование кристаллизации) в результате осаждения инородных веществ на его поверхности.

Подкладка эластичная — мягкий или эластичный полимер, который в виде тонкого слоя наносят на поверхность базиса съемного зубного протеза, прилежащего к слизистой оболочке полости рта.

Поднутрение — участок модели или отливки, имеющий противоположный уклон по отношению к формовочным уклонам всей модели или отливки в целом. Вид брака в виде любой неровности в направлении выталкивания. Поднутрения — причина высоких затрат на приобретение и изготовление форм. Отделение изделий с поднутрениями требует использования более дорогих конструкционных решений. Поэтому наиболее надежно и выгодно по возможности предотвращать их появление.

Полевой шпат — см. Шпат полевой.

Ползучесть (крип) — постоянная (пластическая) деформация отвержденного материала под действием постоянной нагрузки.

Поликонденсация — один из двух типов полимеризации. При этом образуются побочные продукты (вода, аммиак, спирты), поэтому элементарный состав мономера и полимера различен.

Полимер (от *поли...* — много.. + греч. *méros* — доля, часть) — материал, молекулы которого представляют собой цепь повторяющихся звеньев, мономеров, соединенных ковалентными связями. Большинство полимеров (органические) в своей основе имеют цепи из атомов углерода ($-C-C-C-C-$), хотя существуют и другие типы полимерных цепей (элементоорганические): например, из кремния или чередования кремния и кислорода ($-O-Si-O-Si-O-$). Полимер с поперечно сшитой структурой — полимер, имеющий трехмерную сетчатую структуру.

Полимер стеклоподобный — аморфный полимер, склонный к хрупкому разрушению.

Полимер термореактивный — полимер, который при нагревании не размягчается, а при достижении достаточно высокой температуры деструктурируется и обугливается.

Полимеризационная усадка — см. Усадка полимеризационная.

Полимеризация (аддитивная) — химическая реакция, при которой из двух или нескольких молекул одного и того же вещества получается соединение, имеющее тот же состав, но более высокий молекулярный вес. Другими словами, это процесс полиприсоединения все новых звеньев мономеров или олигомеров, при котором растет молекулярная масса и не выделяется побочных продуктов по мере роста полимерной цепи. Рост цепи макромолекулы обусловлен присоединением все новых звеньев мономеров или олигомеров.

Полимеризация конденсационная (поликонденсационная) — процесс полимеризации, в котором мономерами являются два различных низкомолекулярных вещества, каждый имеет минимум две функциональные группы. Они взаимодействуют с помощью реакции конденсации. По мере роста полимерной цепи выделяется побочный продукт.

Полимеризация радикальная — процесс полимеризации, который инициируется свободными радикалами.

Полимерная матрица — см. Матрица полимерная.

Полимерные материалы ненаполненные — см. Материалы полимерные ненаполненные.

Полимеры композиционные (компомеры, керомеры) — вещества, в которых методом силанизации с органической диметакрилатной матрицей объединяется минеральный (стеклокерамика) наполнитель (40–80%).

Полимеры природные — смеси высокомолекулярных органических веществ, полученных непосредственно от растений или деревьев в виде сока или смолы. Примерами такого природного полимера или природной смолы могут служить даммаровая смола, шеллак и др.

Полиморфизм — существование вещества или химического соединения в двух и более различных кристаллических формах.

Полиприсоединение — один из двух типов полимеризации. При этом не образуются побочные продукты реакции и элементарный состав мономера и полимера одинаков.

Полирование — процесс поверхностной обработки материалов в целях получения чистой, гладкой поверхности (шероховатость 12–14 класса чистоты). При этом полировочный материал должен быть мягче материала обрабатываемого изделия. Проводится абразивными материалами, механическим, электрохимическим и другими способами.

Полисульфид — полимер, получаемый по реакции поликонденсации концевых меркаптановых групп с применением двуокиси свинца или катализаторов другого типа.

Полиэфиры — полимеры, содержащие в основной цепи макромолекулы, функциональные группы простых (простые полиэфиры) или сложных (сложные полиэфиры) эфиров. Из простых полиэфиров наиболее важны полиформальдегид, пентапласт, эпоксидные смолы, из сложных — алкидные смолы, полиэтилентерефталат, поликарбонаты. Полиэфиры могут быть насыщенными и ненасыщенными. Полиэфиры (полиэстеры) — высокомолекулярные соединения, получаемые поликонденсаци-

ей многоосновных кислот или их альдегидов с многоатомными спиртами. Известны природные (янтарь и т.п.) и искусственные полиэфирсы. Практическое применение получили глифталевые смолы, полиэтилентерефталат, полиэфирмалеинаты и полиэфиракрилаты.

Помол — процесс измельчения вещества, часто с последующим просеиванием крупинок этого вещества через сита разного калибра. Чем мельче помол, тем больше растворимость этих веществ.

Пористость (устар. *скважность*) — совокупная характеристика количества и размеров пор в твердом теле. Является безразмерной величиной от 0 до 1 (или от 0 до 100%) и соответствует материалу без пор; 100-процентная пористость недостижима, но возможны приближения к ней (пена, аэрогель и т.п.). Дополнительно может указываться характер пористости в зависимости от величины пор: мелкопористость, крупнопористость и т.п. Характер пористости — словесная характеристика материала, и его определение зависит от отрасли. Пores, как правило, заполнены вакуумом или газом с плотностью, значительно меньшей, чем истинная плотность материала образца. В этом случае величина пористости не зависит от истинной плотности материала, а зависит только от геометрии пор. Пористость сжатия возникает в результате недостаточного давления на массу (тесто) в процессе ее полимеризации. Эта пористость может возникнуть в любом участке массы, где имеется недостаточное давление и как следствие неполное заполнение формы.

Потускнение — образование нежелательных продуктов реакций на поверхности сплава (например, черных оксидов и сульфидов на серебре).

Праймеры (или подслои) — бифункциональные мономеры метакрилового типа с реакционно-способными гидрофильными группами общей формулы $M-R-X$, где X — гидрофильная, чаще гидроксильная, группа, а M — гидрофобная метакрилатная группа, разбавленные водосовместимыми летучими растворителями. Обеспечивают условия для смачивания гидрофильной поверхности препарированного дентина гидрофобным полимерным адгезивом.

Предел выносливости — наибольшее напряжение, которое может выдержать материал без разрушения при произвольно большом числе перемен (циклов) нагрузки. Максимальное напряжение, не вызывающее разрушения, соответствует пределу выносливости.

Предел ползучести — напряжение, при котором пластическая деформация за заданный промежуток времени достигает заданной величины. С увеличением времени снижается.

Предел пропорциональности — максимальное напряжение, при котором сохраняется прямолинейная зависимость деформации от напряжения.

Предел прочности — максимальная прочность, которую выдерживает образец до разрушения, вычисленная по отношению наибольшей величины действующей силы, установленной при испытании, к начальным размерам образца.

Предел текучести — напряжение, при котором происходит рост деформации без заметного увеличения нагрузки. Напряжения выше предела текучести вызывают в материале недопустимые остаточные деформации.

Предел упругости (эластичности) — максимальное давление на материал, способный возвращаться к исходным размерам после окончания действия указанной силы. Иными словами, это наибольшее напряжение, после снятия которого в материале не возникают остаточные деформации.

Предел усталости (выносливость) — наибольшее, периодически меняющееся напряжение, при котором в материале при любом числе циклов нагружения не возникают трещины.

Прессование пластмасс литьевое — процесс изготовления пластмассовых изделий методом литья. Осуществляется с использованием станков-прессов для литья пластмасс.

Проба (золота) — процентное содержание золота в сплаве, помноженное на 10 (например, сплав с 75% золота имеет пробу 750).

Прокатка — технологический процесс, основанный на текучести материала при приложении усилия. При прокатке получают листовой металл или сплав.

Пропускание цветное — относительное количество цвета, проходящего через объект.

Прочность — количество энергии, требуемое для разрушения материала. Иными словами, это способность материала без разрушения сопротивляться действию внешних сил, вызывающих деформацию. Прочностью обычно называют способность какого-либо предмета или изделия (к примеру, зубного протеза или пломбы) противостоять приложенным к ним нагрузкам, не разрушаясь и не проявляя излишнюю и необратимую деформацию.

Прочность когезионная — прочность одного материала, обеспечивающая его сопротивление внешним силам. Понятие, противоположное адгезионной прочности, определяющей прочность соединения двух разнородных материалов. Например, при разрушении соединения фарфора со сплавом получено значение прочности самого фарфора, т.е. когда прочность данного адгезионного соединения выше, чем прочность фарфора. В этом случае говорят о когезионном разрушении данного соединения.

Прочность при диаметральной растяжке — относительная прочность при растяжении хрупкого материала, измеренная при сжатии цилиндрического образца по его диаметру.

Прочность при разрушении — величина прочности, рассчитанная из величины действующей силы и исходных размеров образца.

Прочность теоретическая — прочность материала, которую можно предсказать, исходя из его строения, данных прочности межмолекулярных и межатомных связей.

Псевдоморфизм — кристаллический материал, форма кристаллов которого отличается от нормальной для данной кристаллической структуры.

Псевдопластичность — свойство неньютоновских жидкостей, в которых скорость сдвига непропорционально возрастает с ростом напряжения сдвига (жидкости, способные повышать текучесть при действии на них сдвиговых напряжений). Типичными примерами таких жидкостей являются густые смеси гипса. Они кажутся очень вязкими, когда находятся в покое, но становятся легкотекучими, если на них воздействует сдвиговое усилие (например, при перемешивании или вибрации).

Рабочее время — см. Время рабочее.

Раствор твердый — фаза сплава, в которой один из элементов сплава размещается в кристаллической решетке другого.

Растворимость — способность вещества образовывать с другим веществом однородную, термодинамически устойчивую систему переменного состава, состоящую из двух или большего числа компонентов. Такие системы возникают при взаимодействии газов с жидкостями, жидкостей с жидкостями и т.д. Давление наиболее сильно сказывается на растворимости газов. Изменение внешних условий влияет на растворимость в соответствии с принципом смещения равновесий.

Растрескивание коррозионное — быстрый процесс разрушения напряженных участков материала. Наиболее опасный вид разрушения.

Растяжение — процесс нагружения, при котором силы приложены к образцу в противоположных направлениях по одной прямой.

Растяжение трехосное (объемное, всестороннее) — напряженное состояние, в котором ни одно из главных напряжений не является сжимающим. Трехосным сжатием называется напряженное состояние, при котором ни одно из главных напряжений не является растягивающим, а смешанным напряжением именуется главные напряжения, имеющие разные знаки «+» растяжения и «-» сжатия.

Расширение при твердении — увеличение объема или линейных размеров формы в результате химических реакций, происходящих в процессе твердения и образования жесткой структуры формовочного материала.

Расширение ртутноскопическое — расширение амальгамы, вызванное дополнительной реакцией ртути, выделившейся из фазы гамма 2 в процессе коррозии, с остаточными частицами сплава. Такое явление приводит к разрушению краевого прилегания пломбы.

Расширение тепловое — изменение размеров тела в процессе его нагревания.

Расширение термическое — увеличение размера формы в процессе обжига при повышении температуры.

Резина силиконовая — полимер с основной цепью макромолекул кремний-кислород, иными словами, кремний-связями — $-Si-O-Si-...$. К силиконовым резинам относятся силиконовые отливочные материалы.

Резистентность — устойчивость организма к воздействию различных повреждающих факторов.

Рекристаллизация — процесс образования и роста (или только роста) одних кристаллических зерен (кристаллитов) поликристалла за счет других той же фазы. Скорость рекристаллизации резко возрастает с повышением температуры. Рекристаллизация протекает особенно интенсивно в пластически деформированных материалах. При этом различают три стадии рекристаллизации: *первичную*, когда в деформированном материале образуются новые неискаженные кристаллиты, которые растут, поглощая зерна, искаженные деформацией; *собирательную* — неискаженные зерна растут за счет друг друга, вследствие чего средняя величина зерна увеличивается; *вторичную*, которая отличается от собирательной тем, что способностью к росту обладают только немногие из неискаженных зерен. В ходе вторичной рекристаллизации структура характеризуется различными размерами зерен (разнозернистость).

Релаксация — явление, при котором происходит самопроизвольное изменение напряжений во времени без изменения деформаций.

Реология — наука о деформации и текучести вещества.

Рост зерен — укрупнение зерен металлической структуры при нагревании.

Ртутноскопическое расширение — см. Расширение ртутноскопическое.

Сварка — процесс получения неразъемного соединения деталей конструкции при их местном или общем нагреве, пластическом деформировании или при совместном действии того и другого в результате установления межатомных связей в месте их соединения.

Сварка лазерная — вид сварки, при которой тепло для расплавления металла получают от фокусированного луча света, созданного лазером.

Сварка точечная — сварочный процесс, при котором детали соединяются в одной или одновременно в нескольких точках.

Сверление — способ получения цилиндрических глухих и сквозных отверстий в сплошном металле.

Свет — форма электромагнитной энергии, которую может воспринимать глаз человека. Глаз воспринимает свет длиной волны от 400 (фиолетовый) до 700 нм (темно-красный). Свет в указанном спектральном диапазоне часто называют видимым светом.

Светлота — характеристика цвета, которая дает представление о том, светлый данный цвет или темный; другими словами, мера количества серого.

Сдвиг — процесс нагружения, при котором силы приложены к образцу параллельно в направлении навстречу друг другу, но не по одной прямой.

Сдвиг чистый — это такое напряженное состояние, при котором на гранях выделенного элемента возникают только касательные напряжения. Деформацию сдвига испытывают все элементы сварки и пайки в мостовидных протезах, в искусственных зубах по отношению к базису и т.д.

Сжатие — процесс нагружения, при котором две внешние силы направлены навстречу друг другу по одной прямой.

Силаны (кремневодороды, гидриды кремния) — соединения кремния с водородом. По физическим свойствам силаны сходны с углеводородами. Моносилан SiH_4 и дисилан Si_2H_6 — бесцветные газы с неприятным запахом, трисилан Si_3H_8 — бесцветная, ядовитая, летучая жидкость. Высшие члены гомологического ряда — твердые вещества. Силаны растворяются в этаноле, бензине, органосиланах, CS_2 . Силаны, бораны и алканы имеют одинаковые формулы, но разные свойства. Применяют в различных реакциях органического синтеза (получение ценных кремнийорганических полимеров и др.) как источник чистого кремния для микроэлектронной промышленности.

Силикатные цементы — см. Цементы силикатные.

Силиконовая резина — см. Резина силиконовая.

Силиконы аддитивные — силиконовые полимеры, полученные в результате реакции присоединения (аддитивной полимеризации) в присутствии катализатора.

Силиконы поликонденсационные — силиконовые полимеры, получаемые реакцией поликонденсации концевых гидроксильных (-ОН)-групп с ортосиликатами с выделением спирта в качестве побочного продукта.

Силикофосфатные цементы — см. Цементы силикофосфатные.

Синерезис — выделение жидкости на поверхности геля.

Система окислительно-восстановительная — система для отверждения полимерных материалов по механизму реакции радикальной полимеризации при невысоких температурах (от комнатных до температуры полости рта). Содержит инициатор — пероксид бензоила и активатор, чаще диметил-р-толуидин. Первичные свободные радикалы инициатора образуются при взаимодействии пероксида бензоила с восстановителем-активатором по реакции окислительно-восстановительного типа.

Система цветовая CIEL, a, b — из физических величин коэффициента отражения в системе X, Y, Z рассчитывают более удобные величины L, a, b, и систему представляют в виде трехмерного цветового пространства, хорошо согласующегося с визуальным восприятием цветов. Цветовая система X, Y, Z основана на спектральных характеристиках, выражающих величину коэффициента отражения на определенной длине волны. Система основана на физических (оптических) характеристиках цвета, но не очень удобна для практического использования в оценке цвета стоматологических материалов.

Система цветовая Манселла — включает три координаты: цвет, светлоту и насыщенность (меру интенсивности цвета).

Ситаллы — стеклокристаллические материалы, полученные объемной кристаллизацией стекол и состоящие из одной или нескольких кристаллических фаз, равномерно распределенных в стекловидной фазе. Называются также стеклокерамикой.

Слиток — литой стержень из сплава или металла.

Слой межфазный — образован взаимодействием жидкого связующего и твердой поверхности частицы наполнителя в композитах.

Слой поверхностный (обмазка) — при литье металлических сплавов первый слой, который наносят на поверхность восковой

модели или на поверхности полости формы, которые должны находиться в непосредственном контакте с металлом отливки.

Смачивание — способность капли жидкости растекаться на поверхности твердого тела.

Смешанный сплав — см. Сплав смешанный.

Смолы (камеди) в восках — вязкие вещества растительного или животного происхождения, для которых свойственно затвердевать на воздухе. Смолы смешивают с водой, и при этом образуются липкие вязкие жидкости. Примером смолы такого рода является гуммиарабик.

Соединение интерметаллическое — химическое соединение, компонентами которого являются металлы. Пример интерметаллического соединения — гамма-фаза в амальгаме (Ag_3Sn).

Сополимер — полимер, содержащий два или более типов элементарных звеньев в полимерной цепи макромолекулы.

Сополимеризация — процесс образования макромолекул из двух и более мономеров.

Сопротивление электрическое удельное — способность материала противостоять прохождению через него электрического тока.

Сорбция (лат. *sorbeo* — поглощаю) — поглощение твердым телом или жидкостью вещества из окружающей среды. Поглощающее тело называется сорбентом, поглощаемое им вещество — сорбатом (или сорбтивом). Различают поглощение вещества всей массой жидкого сорбента (абсорбция), поверхностным слоем твердого или жидкого сорбента (адсорбция). Поглощение вещества из газовой среды всей массой твердого тела или расплава называется также окклюзией.

Состояние коллоидальное — состояние тонкораспределенных частиц в виде суспензии в жидкости. Эти частицы обладают специфическими свойствами (электрическими, свойствами желатинизации и т.д.) из-за их тонкого микронного размера и особенностями взаимодействия друг с другом и с жидкостью, в которой они находятся. Коллоидный силикагель содержит тонкие частицы гидратированного оксида кремния, который образует гель и удерживает неколлоидальные частицы больших размеров.

Спекание — процесс уплотнения материала (обычно керамики), в результате которого обычно при высокой температуре происходит сплавление частиц в зоне их контакта.

Сплав — материал, обладающий металлическими свойствами, состоящий из одного или более элементов, по крайней мере один из которых металл. Например, сталь — сплав железа и углерода; латунь — сплав, главным образом состоящий из меди и цинка; бронза — сплав, где основным легирующим компонентом являются олово, бериллий, марганец, алюминий, иногда с добавлением дополнительных компонентов — цинка, свинца, фосфора и др.

Сплав белого золота — сплав, содержащий золото и металлы белого или серебристого цвета (например, серебро, палладий), которые придают белый цвет всему сплаву.

Сплав бинарный — сплав, состоящий из двух компонентов.

Сплав для стоматологической амальгамы — сплав серебра и олова, содержащий добавки других металлов, обычно меди и цинка, который при смешивании с ртутью будет образовывать стоматологическую амальгаму.

Сплав металлический неблагородный — сплав, состоящий из металлов, не принадлежащих к группам драгоценных или благородных сплавов.

Сплав смешанный — сплав амальгамы, содержащий частицы с различным составом, т.е. частицы сплава серебро-олово и частицы сплава серебро-медь. Смешанным сплавом называют сплав для амальгамы, состоящий из частиц-опилок и сферических частиц.

Сплав тройной — сплав из трех элементов.

Сплавы металлические — это макроскопически однородные системы, состоящие из двух или более металлов с характерными металлическими свойствами. В широком смысле сплавами называют любые однородные системы, получаемые сплавлением металлов, неметаллов, оксидов, органических веществ.

Сплавы низкоплавкие — сплавы с температурой плавления ниже 1315 °С, которые отливают в формы на гипсовом связующем.

Сплавы сферические — сплавы из дисперсных частиц, полученных распылением крошечных капель расплава и последующим их затвердеванием в среде инертного газа или жидкости.

Средство бактерицидное — дезинфицирующее средство (препарат), обеспечивающее уничтожение бактерий в вегетативной форме.

Средство вирулицидное — дезинфицирующее средство (препарат), обеспечивающее инактивацию вирусов.

Средство дезинфицирующее — физическое или химическое средство, включающее дезинфицирующий агент — действующее вещество (ДВ).

Средство спороцидное — дезинфицирующее средство (препарат), обеспечивающее умерщвление спор микроорганизмов.

Средство стерилизующее — физическое или химическое средство, включающее в себя стерилизующий агент.

Средство фунгицидное — дезинфицирующее средство (препарат), обеспечивающее умерщвление грибов.

Срок хранения (годности) — период времени, в течение которого стоматологический материал (любой вид материала или композиции) сохраняет свои рабочие характеристики или показатели назначения.

Стабилизатор — в общем случае: предназначен для предотвращения изменения параметров под действием дестабилизирующих факторов.

Стали — железоуглеродистые сплавы с содержанием углерода до 1,7%.

Сталь нержавеющая аустенитная — состояние сплава (в нашем случае — сплава железа с никелем и хромом), формирующегося при повышенной температуре, и сохраняющееся при ее снижении.

Сталь углеродистая — сплав железа с углеродом, в котором содержание углерода не превышает 2%.

Стандарты стоматологических материалов — документ, который устанавливает нормы показателей качества материалов и методы их определения. Существуют национальные (в России — ГОСТ Р) и международные стандарты (МС или ISO) стоматологических материалов.

Стеклоподобный полимер — см. Полимер стеклоподобный.

Стеклянные полиалкенатные цементы (стеклополиалкенатные, или стеклоиономерные) — см. Цементы стеклянные полиалкенатные.

Степень полимеризации — суммарное количество повторяющихся элементарных звеньев в одной макромолекуле полимера.

Стерилизация изделий — процесс умерщвления на (в) изделиях микроорганизмов всех видов, находящихся на всех стадиях развития.

Стойкость коррозионная — способность материалов сопротивляться коррозии. У металлов и сплавов коррозионная стойкость определяется скоростью коррозии, т.е. массой материала, превращенной в продукты коррозии, с единицы поверхности в единицу времени либо толщиной разрушенного слоя в миллиметрах в год.

Стоматологическая амальгама — см. Амальгама стоматологическая.

Стоматологическое материаловедение — см. Материаловедение стоматологическое.

Структура кристаллическая — упорядоченное пространственное расположение атомов в кристалле.

Структура сферолитная кристаллическая — агрегаты сферической формы, образованные кристаллами игольчатой формы, радиально расходящимися из общего центра. Такую структуру имеет гипс.

Сублимация (лат. *sublimare* — возносить) — переход вещества при нагревании из твердого состояния в газообразное, минуя жидкое.

Субстрат — материал, на который наносят адгезив; материал, который подвергается действию абразива.

Сферические сплавы — см. Сплавы сферические.

Сферолитная кристаллическая структура — см. Структура сферолитная кристаллическая.

Сшивагенты — вещества, обеспечивающие сшивку. Они подразделяются на отвердители (для полимеров) и вулканизирующие (для каучуков).

Сшивающий агент — см. Агент сшивающий.

Сшивка — образование поперечных связей между линейными макромолекулами, упрочняющими полимерный материал.

Тальк ($\text{Mg}_2\text{Si}_4\text{O}_{10}(\text{OH})_2$) — минерал подкласса слоистых силикатов, белый, зеленоватый, плотность 2,8 г/см³.

Твердость — сопротивление поверхности твердого тела вдавливанию или царапанию. Твердость, определяемая вдавливанием, характеризует сопротивление пластической деформации. При вдавливании твердость равна отношению приложенной нагрузки к площади поверхности отпечатка. Вдавливание производят индентором в виде стального шарика (метод Бригелля), правильной пирамиды (методы Роквелла и Виккерса) или неравносторонней пирамиды (метод Кнупа). В минералогии твердость определяют по шкале Мооса. Твердость, определяемая по отскоку, определяет упругие свойства материала. Твердость, определяемая царапанием, определяет сопротивление срезу.

Твердый раствор — см. Раствор твердый.

Текучесть — способность материала заполнять форму.

Текучесть воска — постоянная (пластическая) деформация воска, вызванная приложением статической нагрузки.

Тело черное — объект или предмет, который не отражает падающий на него свет.

Температура стеклования (T_g) (температура размягчения) — температура, при которой полимер переходит из стеклоподобного (т.е. способного к хрупкому разрушению) в резиноподобное состояние (т.е. приобретает способность к обратимой деформации под небольшой нагрузкой, не вызывающей его разрушения).

Температура стеклования — температура, ниже которой расплав стекломассы переходит в твердое состояние.

Теоретическая прочность — см. Прочность теоретическая.

Теория распространения трещины — теория разрушения стекол или других хрупких материалов за счет роста волосяных трещин при воздействии напряжений.

Тепловое расширение — см. Расширение тепловое.

Теплоемкость — количество теплоты, которое необходимо подвести к телу, чтобы повысить его температуру на $1\text{ }^{\circ}\text{C}$; точнее, отношение количества теплоты, полученного телом (веществом) при бесконечно малом изменении его состояний в каком-либо процессе, к вызванному им приращению температуры.

Теплоемкость удельная — теплоемкость единицы массы.

Теплообмен — самопроизвольный необратимый процесс переноса теплоты от более нагретых тел (или участков тел) к менее нагретым (в общем случае перенос теплоты может вызываться также неоднородностью полей других физических величин, направлений, разностью концентраций — так называемый диффузионный термоэффект). Различают теплообмен, теплопроводность, конвективный и радиационный.

Теплоотдача — теплообмен (конвективный или лучистый) между поверхностью тела и окружающей средой.

Теплопроводность — способность материала передавать тепло от одной своей части к другой в силу теплового движения молекул. Передача тепла в материале осуществляется кондукцией (путем контакта частиц материала), конвекцией (движением воздуха или другого газа в порах материала) и лучеиспусканием. Размерность теплопроводности Вт/м•К.

Теплостойкость — способность веществ сохранять жесткость при повышении температуры. Потеря жесткости вызывается плавлением кристаллических структур или переходом аморфных тел в высокоэластичное состояние. Чаще всего понятие теплостойкости используется по отношению к полимерам.

Термическое расширение — см. Расширение термическое.

Термодиффузность — мера теплопередачи через материал за определенный промежуток времени.

Термопара — электрическая цепь, состоящая из двух спаев разнородных материалов.

Термопластичность — свойство материалов размягчаться при нагревании и твердеть при охлаждении.

Термопластичный полимер (термопласт) — полимер, способный при нагревании переходить в размягченное и текучее состояние, а при охлаждении возвращаться в исходное твердое без принципиальных изменений своей структуры.

Термопроводность — количество тепла, проходящего через образец материала толщиной 1 см и площадью поперечного сечения 1 см² при разности температуры 1 °С.

Термореактивный полимер — см. Полимер термореактивный.

Технология — совокупность знаний о способах и средствах проведения производственных процессов (например, технология металлов, химическая технология), а также сами процессы (технологические), при которых происходит качественное изменение обрабатываемого объекта.

Технология протезов — совокупность методов обработки, изготовления, изменения состояния, свойств, формы сырья, материалов или полуфабрикатов, осуществляемых в процессе производства зубных протезов как изделия.

Тиксотропность (греч. *thixis* — прикосновение, *trope* — поворот, изменение) — свойство материала сохранять первоначально заданную форму. Характеризует способность материала не стекать с потолочных, вертикальных и горизонтальных поверхностей.

Титан — «материал выбора» в стоматологии, применение которого в клинике, прежде всего, обусловлено его прекрасной биосовместимостью (благодаря стабильной оксидной пленке) и хорошими механическими свойствами, а в имплантологии — его несомненной способностью к остеоинтеграции.

Точечная сварка — см. Сварка точечная.

Травление кислотное — выборочное или селективное травление структуры эмали или дентина зуба фосфорной кислотой, при котором увеличивается площадь поверхности и возрастает поверхностная энергия. Связующее композита или адгезив могут проникать в микронеровности протравленной поверхности твердых тканей зуба и после полимеризации образовывать с этими поверхностями механическое соединение.

Трехосное (объемное, всестороннее) растяжение — см. Растяжение трехосное (объемное, всестороннее).

Трещинообразование (растрескивание, крейзинг) — возникновение на поверхности полимера микротрещин; появление микротрещин — предвестник роста трещины и последующего разрушения материала.

Тритурация — смешивание стоматологической амальгамы с ртутью.

Тройной сплав — см. Сплав тройной.

Углеродистая сталь — см. Сталь углеродистая.

Угол контактный — угол между касательной к поверхности капли жидкости и поверхностью твердого тела, на котором находится эта капля. Обычно контактный угол обозначают греческой буквой. Этим показателем пользуются для измерения смачивания.

Ударная вязкость — см. Вязкость ударная.

Удельная теплоемкость — см. Теплоемкость удельная.

Удельное электрическое сопротивление — см. Сопротивление электрическое удельное.

Удлинение — суммарная деформация материала (эластичная и пластичная) от приложенной к нему растягивающей, сжимающей или другой деформирующей силы.

Упорядочение — правильное расположение атомов различных элементов в кристаллической решетке в отличие от беспорядочного их распределения.

Упругая деформация — см. Деформация упругая.

Упругость или эластичность — это способность материала восстанавливать свою форму после прекращения действия внешних сил, вызвавших изменение его формы (деформацию).

Усадка — уменьшение линейных размеров и объема тела при его затвердевании, охлаждении, хранении. Определяется по формуле и измеряется в процентах.

Усадка полимеризационная — изменение (уменьшение) линейных размеров и объема базисного материала (полимера) в процессе полимеризации.

Ускоритель (промотор) — вещество, которое обеспечивает разложение инициатора.

Усталость коррозионная — понижение предела выносливости металла, сплава или полимера при одновременном воздействии циклических напряжений и коррозионной среды.

Усталость материала — явление разрушения материалов при напряжениях, которые меньше критического.

Усталость цветовая — снижение цветового восприятия одного из цветов.

Фаза — гомогенная часть вещества, физически отделимая и механически различимая.

Фарфор — белая полупрозрачная (прозрачная) керамика, которую обжигают до глазурованного состояния. Фарфор — керамический продукт, получаемый в результате обжига фарфоровой массы, приготовленной из основных компонентов — каолина, полевого шпата, кварца и красителей.

Флюоресценция — излучение или эмиссия предметом света длиной волны, отличающейся от длины волны света, падающего или освещающего данный предмет, свечение предмета под воздействием облучения. Флюоресценция — один из видов люминесценции; явление свечения некоторых веществ при попадании на них световых лучей.

Флюс — вещество (бура, борная кислота, хлористые и фтористые соли), которое способствует течению припоя по поверхности спаиваемых металлических деталей благодаря очистке поверхности и удалению оксидов. Флюсами называют соли с низкой температурой плавления, которые добавляют к керамическим материалам для снижения температуры их обработки.

Форма — полость, в которую отливают расплавленный металл.

Формовка — процесс получения формы для литья, а формовочная масса служит материалом для этой формы.

Формовочный материал — см. Материал формовочный.

Формовочный материал для паяния — см. Материал формовочный для паяния.

Фрезерование — процесс резания металлов, применяемых при обработке плоских и фасонных поверхностей, пазов, тел вращения и др.

Фритта — размоленное стекло, которое получают в результате резкого охлаждения расплава стекломассы и последующего растрескивания. Этот процесс называют фриттованием, а полученный в результате его продукт — фриттой.

Фриттование — процесс обжига шихты.

Хелатные агенты — см. Агенты хелатные.

Хрупкость — характер разрушения, при котором отсутствует постоянная деформация материала перед разрушением (в реальных условиях материал проявляет минимальную постоянную деформацию перед разрушением). Хрупкость — характеристика,

противоположная пластичности, проявляется в разрушении тел при незначительных деформациях.

Цвет — результат взаимодействия объекта со светом от источника освещения. Материал приобретает цвет в результате отражения одной части и поглощения другой части спектра падающего на него света.

Цветовая система CIEL, a, b — см. Система цветовая CIEL, a, b.

Цветовая система Манселла — см. Система цветовая Манселла.

Цветовая усталость — см. Усталость цветовая.

Цветовое отличие ΔE — см. Отличие цветовое.

Цветовое отражение — см. Отражение цветовое.

Цветовое пропускание — см. Пропускание цветовое.

Цемент — порошкообразный материал, который, будучи замешан с определенным количеством воды, образует тесто, преобразующееся через некоторое время на воздухе или в воде (гидравлический тип цементов) в твердое камневидное тело. Таким образом, классическим цементом является материал на водной основе. Но нередко к стоматологическим цементам относят материалы на основании их назначения, а не состава. Стоматологические цементы классифицируют по химическому составу, способу твердения и назначению.

Цементы герметизирующие (иногда называемые уплотнителями, заполнителями или силлерами) — рентгеноконтрастные стоматологические цементы, обычно применяемые вместе с твердыми или гибкими штифтами, чтобы заполнить пустоты или герметизировать корневой канал при его пломбировании или obturation.

Цементы силикатные — основаны на реакции взаимодействия порошка алюмосиликатного стекла и водного раствора фосфорной кислоты, который может дополнительно содержать ионы металлов. Были единственным восстановительным материалом, обеспечивающим эстетичность восстановления, вплоть до появления полимерных композитов.

Цементы силикофосфатные — основаны на реакции взаимодействия порошка кислоторастворимого алюмосиликатного

стекла и оксидов металлов (в основном оксида цинка) с водным раствором фосфорной кислоты, который может содержать ионы металлов. В зависимости от соотношения порошка и жидкости эти цементы применяют для фиксации зубных протезов и ортодонтических аппаратов к твердым тканям зубов или для временного пломбирования.

Цементы стеклянные полиалкенатные — образуются в результате реакции взаимодействия порошка кальций-алюмофтор-силикатного стекла и водного раствора полиалкеновых кислот или порошкообразной смеси алюмосиликатного стекла и сухой полимерной кислоты, с водой или водным раствором винной кислоты. Применяют для эстетичных восстановлений зубов, для фиксации, для основ или прокладок, а также для герметизации ямок и фиссур зубов.

Цементы цинк-оксид-эвгенольные — продукт взаимодействия оксида цинка и эвгенола. Применяют для временного пломбирования, пломбирования корневых каналов и фиксации.

Цементы цинк-поликарбоксилатные — образуются в результате реакции взаимодействия оксида цинка с водными растворами полиакриловой кислоты. Применяют в качестве временных пломбировочных материалов или для фиксации зубных протезов и аппаратов, соответственно изменяя соотношение порошка и жидкости.

Цементы цинк-фосфатные — основаны на реакции взаимодействия порошка оксидов металлов (основной компонент — оксид цинка) и водного раствора фосфорной кислоты, который может содержать ионы металлов. Применяют для фиксации зубных протезов и аппаратов, для прокладок под пломбы при восстановлении зубов и для временного пломбирования.

Центр кристаллизации — область в растворе или расплаве, где самопроизвольно возникает упорядоченное осаждение ионов или молекул, в результате которого образуется ядро (зародыш кристаллизации), способное расти и начинать, таким образом, процесс кристаллизации.

Цикл дезинфекции (стерилизации) — минимальный интервал времени для загрузки, дезинфекции (стерилизации) и выгрузки при дезинфекции (стерилизации) изделий медицинского

назначения в кипятильнике, в паровом, воздушном, газовом стерилизаторе или емкости.

Цинк-оксид-эвгенольные цементы — см. Цементы цинк-оксид-эвгенольные.

Цинк-поликарбоксилатные цементы — см. Цементы цинк-поликарбоксилатные.

Цинк-фосфатные цементы — см. Цементы цинк-фосфатные.

Черное тело — см. Тело черное.

Чистый сдвиг — см. Сдвиг чистый.

Шеллак — природная смола, воскоподобное вещество, выделяемое тропическими насекомыми.

Шихта (нем. *schicht*) — смесь исходных материалов, а в некоторых случаях (например, при выплавке чугуна в доменной печи) и топлива в определенной пропорции, подлежащая переработке в металлургических, химических и других агрегатах. Шихтами обычно называют исходные смеси, используемые в пирометаллургических или иных высокотемпературных (производство стекла, цемента, некоторых керамических материалов и изделий, коксование углей) процессах. Типичные требования к качеству шихты определяются обеспечением стабильности и воспроизводимости результатов процесса, в котором она используется: постоянство химического состава; однородность по химическому, минералогическому и гранулометрическому составу; оптимальная крупность компонентов шихты; оптимальная влажность.

Шлифование — обработка поверхности изделия абразивными инструментами на станках или вручную. Позволяет получать шероховатость поверхности до 11-го класса.

Шпат полевой — самый распространенный порообразующий минерал, изоморфная смесь алюмосиликатов K, Na, Ca, основной материал для получения стоматологической фарфоровой массы. Полевой шпат, чаще калиевый, называют ортоклазом (микроклином). Натриевый полевой шпат называют альбитом, а кальциевый — анортитом. В стоматологической керамике применяется преимущественно калиевый полевой шпат — ортоклаз.

Штампик — модель зуба или препарированного зуба, на которой моделируется восковая модель будущего протеза. Штамп

пик обычно изготавливают из гипса или из специального огнеупорного материала.

Штамповка — процесс обработки металла, при котором изменение формы строго ограничено формами штампа.

Эвгенол — гвоздичное масло. Эвгенол, будучи производным фенола, реагирует подобно кислоте с оксидом цинка.

Эвтектический состав (сплав) — сплав или твердый раствор, компоненты которого взяты в таком соотношении, что сплав имеет самую низкую точку плавления из всех возможных сочетаний этих компонентов. При охлаждении из расплава единая жидкая фаза переходит в две или более твердые фазы, причем число твердых фаз равно числу компонентов сплава.

Эквивалентное напряжение — см. Напряжение эквивалентное.

Экзотермический (процесс, реакция) — выделяющий тепло.

Эластичная подкладка (устаревшее название мягкого слоя базиса протеза) — см. Подкладка эластичная.

Эластичное восстановление — см. Восстановление эластичное.

Эластичность (или ударная вязкость) — энергия, затрачиваемая на деформацию материала, до достижения предела его пропорциональности. Иными словами, реакция одной переменной на небольшое относительное изменение другой; способность материала или изделия испытывать значительные упругие обратимые деформации, вызывающие изменение, с последующим восстановлением первоначальной формы после прекращения действия внешней силы. Такими свойствами обладают резины или эластомерные материалы.

Эластомеры (эластические полимеры) — полимеры, обладающие при обычных температурах высокоэластическими свойствами, т.е. способные к большим обратимым деформациям растяжения.

Электрополирование — электрохимическая обработка металлических деталей протезов, выравнивающая их поверхностный слой. Нагревания изделия не происходит, поверхность изделия не загрязняется токсическими полировочными пастами; более равномерно снимается поверхностный слой металла.

Элементарная ячейка — см. Ячейка элементарная.

Энергия поверхностная — избыток энергии, которым обладают атомы или молекулы вещества на поверхности по сравнению с теми же атомами и молекулами внутри вещества. Единица измерения поверхностной энергии — эрг/см². В жидкостях это явление называется поверхностным натяжением.

Эпсилон (ε) фаза — соединение меди и олова (Cu₃Sn), образующееся в структуре частиц традиционных сплавов для амальгамы.

Этилсиликатный формовочный материал — см. Материал этилсиликатный формовочный.

Эффективность дезинфекции — это степень достижения конечного результата вследствие проведения дезинфекции.

Ячейка элементарная — единица гомогенной кристаллической структуры твердого тела, состоящая из атомов определенного состава, расположенных в правильном геометрическом порядке.

Литература

1. *Абдурахманов А.И., Курбанов О.Р.* Материалы и технологии в ортопедической стоматологии. — М.: Медицина, 2002. — 208 с.
2. *Брагин Е.А., Скрыль А.В.* Основы микропротезирования. Штифтовые конструкции зубных протезов, вкладки, виниры, искусственные коронки, декоративные зубные накладки. — М.: Медицинская пресса, 2009. — 508 с.
3. *Васекин В., Лебедеко И., Левченко С., Рывин Е., Степанова Г., Тыкочинский Д.* Сплавы благородных металлов для стоматологии и акупунктуры. — М.: АСМИ, 2000. — 68 с.
4. *Веткина И.Н., Комаринская Л.В., Ильин И.Ю., Соловьева М.В.* Современный подход к выбору дезинфицирующих средств в системе внутрибольничной инфекции // ФАРМиндекс-Практик. — 2005. — № 7. — С. 13–20.
5. *Вульфес Х.* Современные технологии протезирования. Руководство; Современные конструкции — Рациональное протезирование. — Бремен: Academia dental international school BEGO, Germany, 2004 — 281 с.
6. *Вязьмитина А.В., Усевич Т.Л.* Материаловедение в стоматологии. — Ростов н/Д.: Феникс, 2002. — 352 с.
7. *Гернер М.М., Аронов Е.А., Рофк А.Е.* Материаловедение по стоматологии. — М.: Медицина, 1963. — 266 с.
8. *Дойников А.И., Синицын В.Д.* Зуботехническое материаловедение. — М.: Медицина, 1981. — 208 с.
9. *Жулев Е.Н.* Материаловедение в ортопедической стоматологии. — Н. Новгород, 1997. — 136 с.
10. *Жолудев С.Е.* Пластмассы, применяемые в ортопедической стоматологии: Методическое пособие. — Екатеринбург: Старт, 1998. — 72 с.

11. *Копейкин В.Н., Демнер Л.М.* Зубопротезная техника. — М.: Медицина, 1985. — 400 с.
12. *Кортуков Е.В., Воеводский В.С., Павлов Ю.К.* Основы материаловедения. — М.: Высшая школа, 1988. — 215 с.
13. *Макаров К.А., Штейнгарт М.З.* Сополимеры в стоматологии. — М.: Медицина, 1982. — 248 с.
14. Металловедение и термическая обработка стали. В 3 томах / Под ред. М.Л. Бернштейна, А.Г. Рахштадта. — М.: Металлургия, 1983. — 216 с.
15. Металлы и сплавы, применяемые в ортопедической стоматологии: Методическое пособие для студентов медицинских колледжей и вузов / Составитель С.Е. Жолудев. — Екатеринбург: Старт, 1995. — 70 с.
16. *Новичкова О.В., Сачина Л.А., Шахпазов Е.Х., Лебеденко. И.Ю., Перегудов А.Б., Коломейцев А.А.* Нержавеющая сталь «Нержстом» повышенной коррозионной стойкости для литых зубных протезов // Панорама ортопедической стоматологии. — 2007. — №2. — С. 12–14.
17. Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение: Учебник для медицинских вузов / Под ред. проф. В.Н. Трезубова. — СПб.: Спец. лит., 1999. — 324 с.
18. *Парунов В.А., Лебеденко И.Ю., Степанова Г.С., Васекин В.В.* Сплавы благородных металлов и формованные титановые базисы // Зубной техник. — 2004. — №3 (44). — С.14–16.
19. *Погодин В.С., Пономарева В.А.* Руководство для зубных техников. — Л., 1983. — 237 с.
20. *Попков В.А., Нестерова О.В., Решетняк В.Ю. и др.* Стоматологическое материаловедение. — М.: МЕДпресс-информ, 2006. — 384 с.
21. *Рогожников Г.И., Немировский М.Б., Шарова Т.В., Балховских М.А.* Сплавы титана в ортопедической стоматологии. — Пермь: Пермское книжное издательство, 1991. — 190 с.
22. *Рыбаков А.И.* Материаловедение в стоматологии. — М.: Медицина, 1984. — 424 с.
23. *Сидоренко Г.И.* Зуботехническое материаловедение. — Киев: Высшая школа, 1988. — 184 с.
24. *Смирнов Б.А., Щербаков А.С.* Зуботехническое дело в стоматологии. — М.: АНМИ, 2002. — 254 с.
25. *Трегубов И.Д.* Применение термопластических материалов в стоматологии: Учебное пособие / И.Д. Трегубов, Р.И. Болдырева, Л.В. Михайленко и др.; Под ред. И.Д. Трегубова. — М.: Медицинская пресса, 2007. — 140 с.
26. *Трезубов В.Н., Щербаков А.С., Мишнев Л.М.* Ортопедическая стоматология. Прикладное материаловедение. — СПб.: Спец. лит., 1999. — 324 с.
27. *Штейнгарт М.З., Трезубов В.Н., Макаров К.А.* Зубное протезирование. Руководство по стоматологическому материаловедению. — М.: Спец. лит., 1996. — 160 с.

Учебное издание

Каливраджийян Эдвард Саркисович
Брагин Евгений Александрович
Абакаров Садулла Ибрагимович
Жолудев Сергей Егорович и др.

СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЕ МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЕ

Главный редактор *А.С. Петров*

Санитарно-эпидемиологическое заключение
№ 77.99.60.953.Д.000945.01.10 от 21.01.2010 г.

Подписано в печать 15.09.13. Формат 60 × 90/16.
Бумага офсетная. Печать офсетная. Гарнитура «Petersburg».
Объем 20 печ. л. Тираж 2000 экз. Заказ № .

ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство»
119048, Москва, ул. Усачева, д. 62, стр. 1, оф. 6
Тел./факс: (499)245-45-55

e-mail: miapubl@mail.ru; <http://www.medagency.ru>
Интернет-магазин: www.medkniga.ru
Книга почтой на Украине: а/я 4539, г. Винница, 21037
E-mail: maxbooks@svitonline.com
Телефоны: +380688347389, 8(0432)660510

Отпечатано в полном соответствии с качеством
предоставленного электронного оригинал-макета
в типографии филиала ОАО «ТАТМЕДИА» «ПИК «Идел-Пресс».
420066, г. Казань, ул. Декабристов, 2

ISBN 978-5-9986-0147-7



9 785998 601477